

Aus der Abteilung für Angewandte Physiologie
(Leiter: Professor Dr. med. W. Blasius)
des Physiologischen Institutes
(Direktor: Professor Dr. med. R. Thauer)
der Justus Liebig-Universität Gießen

**Röntgenologische, Vektorkardiographische und
kreislaufphysikalische Untersuchungen an
männlichen Versuchspersonen zur Bestimmung
ihrer körperlichen Leistungsfähigkeit**

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
des
Bereichs Humanmedizin
der
Justus Liebig-Universität
Gießen

Vorgelegt von
MARTIN GRAUBNER
aus Hildesheim
und
KLAUS KEITEL
aus Kusel

Gießen 1972

Aus der Abteilung für Angewandte Physiologie
(Leiter: Professor Dr. med. W. Blasius)
des Physiologischen Institutes
(Direktor: Professor Dr. med. R. Thauer)
der Justus Liebig-Universität Gießen

**Röntgenologische, Vektorkardiographische und
kreislaufphysikalische Untersuchungen an
männlichen Versuchspersonen zur Bestimmung
ihrer körperlichen Leistungsfähigkeit**

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
des

Bereichs Humanmedizin
der
Justus Liebig-Universität
Gießen

Vorgelegt von
MARTIN GRAUBNER
aus Hildesheim
und
KLAUS KEITEL
aus Kusel

Gießen 1972



Dekan:	Prof. Dr. rer. nat. Hj. Staudinger
Referent:	Prof. Dr. med. W. Blasius
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. J. Rutenfranz
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. K. Brück

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
<u>1. Einleitung</u>	6
<u>2. Methodik</u>	13
<u>2.1. Untersuchungsgut</u>	13
<u>2.2. Versuchsaufbau</u>	14
2.2.1. Blockschaltbild der Versuchseinrichtung	14
2.2.2. Verwendete Geräte und deren Funktion	14
<u>2.3. Untersuchungsbedingungen</u>	16
<u>2.4. Versuchsablauf</u>	16
<u>2.5. Bestimmung der morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen</u>	20
2.5.1. Herzvolumenbestimmung	20
2.5.1.1. Maximaler Tiefendurchmesser $t_{\max}$	24
2.5.1.2. Längsdurchmesser l und Breitendurchmesser b	25
2.5.1.3. Zur Genauigkeit des Film-Objektabstandes (FO_{sag}) und unsere Kritik an der Berechnung dieser Größe nach MEYTHALER	25
2.5.1.4. Anmerkungen zur Abgrenzung des Tiefendurchmessers $t'_{\max}$ auf der Transversalaufnahme	30
2.5.2. Registrierung und Auswertung der Extremitäten- und Brustwand-Elektrokardiogramme	31
2.5.3. Messung der Herzfrequenz	34
2.5.4. Errechnung der Pulswellengeschwindigkeit	34
2.5.5. Blutdruckmessung	36
2.5.6. Bestimmung des Herzschlagvolumens	37
2.5.7. Berechnung des Herzminutenvolumens	38
2.5.8. Berechnung des Herzminutenvolumenquotienten Q_{V_m} nach BLASIUS	38
<u>2.6. Kritik der angewandten Methoden</u>	38
2.6.1. Gruppeneinteilung	39
2.6.2. Herzvolumenbestimmung	39
2.6.3. Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit	43
2.6.4. Blutdruckmessung	45

2.6.5. Schlagvolumenbestimmung	45
2.6.6. Q_{Vm} -Wert	47
2.6.7. Änderung der Versuchssituation in ihrer Wirkung auf die Herzfrequenz	47
<u>3. Zusammenstellung der gemessenen und errechneten Kreislauf- größen sowie deren statistische Auswertungsmethoden</u>	50
3.1. Abkürzungen in den Tabellen	50
3.2. Tabellarische Erfassung der gemessenen und errechneten Zahlenwerte	50
3.3. Erläuterungen zu den statistischen Methoden	71
3.4. Erläuterung der in Kap. 4 benützten Symbole	75
<u>4. Beschreibung der röntgenologischen, vektorkardiographischen und kreislaufphysikalischen Ergebnisse bei abgestufter Belastung und unterschiedlicher körperlicher Leistungs- fähigkeit sowie Diskussion der Ergebnisse</u>	76
<u>4.1. Herzvolumen</u>	76
4.1.1. Vergleich der modifizierten Methoden zur Herzvolumen- bestimmung nach MUSSHOF-REINDELL mit der von ROHRER- KAHLSTORF bei der Auswertung von Herzfernaufnahmen	76
4.1.2. Absolute Herzvolumina nach MUSSHOF-REINDELL unter steigenden Belastungen	79
4.1.3. Diskussion der Ergebnisse über das Verhalten der absoluten Herzvolumina	85
4.1.4. Relatives Herzvolumen	92
4.1.5. Diskussion der Ergebnisse über das Verhalten des relativen Herzvolumens	96
<u>4.2. Spannungsvektoren des Herzens im Elektrokardiogramm</u>	104
4.2.1. Größe des T-Integralvektors im Extremitäten-EKG	104
4.2.2. Größe des T-Integralvektors im Brustwand-EKG	106
4.2.3. Größe des R-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG	108
4.2.4. Diskussion der Ergebnisse	109
4.2.5. Änderung der Richtung des R-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG	115
4.2.6. Änderung der Richtung des T-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG	118
4.2.7. Diskussion der Ergebnisse	119

<u>4.3. Physikalische Kreislaufgrößen</u>	123
4.3.1. Schlagvolumen	123
4.3.2. Herzfrequenz	125
4.3.3. Herzminutenvolumen	127
4.3.4. Relatives Herzminutenvolumen	129
4.3.5. Diskussion der Ergebnisse	131
<u>4.4. Herzminutenvolumenquotient</u>	139
4.4.1. Verhalten des Herzminutenvolumenquotienten bei steigender Belastung	139
4.4.2. Verhalten des Herzminutenvolumenquotienten in Abhängigkeit von Körpermaßen	141
4.4.3. Diskussion der Ergebnisse	143
<u>4.5. Zur Aussagekraft der untersuchten morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen bei der Beurteilung des Trainingsgrades</u>	152
<u>5. Zusammenfassung</u>	156
<u>6. Literaturverzeichnis</u>	160

1. Einleitung

Die Lebensweise des heutigen zivilisierten Menschen ist bei der fortschreitenden Technisierung und Automatisierung gekennzeichnet einerseits durch eine meist völlig unphysiologische Bewegungsarmut und andererseits durch eine oft erhebliche und dauernde psychische Anspannung. Als Folge davon erschöpfen sich bei ihm die Leistungsreserven von Herz und Kreislauf, es treten funktionelle Störungen ein, die sich, falls sie unbeachtet bleiben, organisch manifestieren, langjährige Krankheiten herbeiführen und schließlich zu tödlichem Herz- und Kreislaufversagen führen können. Als weitere wichtige pathogene Faktoren kommen Stoffwechselstörungen hinzu, welche vornehmlich durch übermäßigen Nahrungskonsum sowie Alkohol- und Nicotinabusus entstehen. Deshalb ist es nicht verwunderlich, daß das Ausmaß der Herz- und Kreislauferkrankungen bei den Bevölkerungen aller zivilisierten Staaten der Welt in den letzten Jahrzehnten außergewöhnlich zugenommen hat und weiter ansteigt: Machten die Herz-, Gefäß- und Kreislauferkrankungen im Jahre 1925 noch 15% der Gesamtsterblichkeit aus, so betrug dieser Anteil im Jahre 1967 bereits 42,8% unter der Bevölkerung der BRD; in demselben Jahr starben 19,3% der Bundesbürger, also etwa jeder fünfte, an arteriosklerotischen und degenerativen Herzerkrankungen (21).

Diese deletäre Entwicklung könnte nun beherrscht werden, wenn eine Anleitung zu gesundem Leben gegeben und die natürliche Lebensweise des Menschen wiederhergestellt würde. Eigentlich auf sehr einfache Weise ist dies durch bewußte Hinwendung zu regelmäßiger körperlicher Tätigkeit nicht nur in der Freizeit und in den Ferien möglich, sondern auch im Beruf; so werden in einigen Betrieben bereits gymnastische Übungen während kurzer Arbeitspausen eingeplant und durchgeführt. Auf diese Weise könnten nicht nur die unphysiologische Bewegungsarmut der heutigen Menschen beseitigt, sondern auch ihr psychisches Ungleichgewicht günstig beeinflußt und aufkommende Stoffwechselstörungen

gemildert werden (94). "Sport als Medizin" und "Bewegungstherapie als Prophylaxe der Herz- und Kreislauferkrankungen" sollten deshalb zu den grundlegenden Erkenntnissen und Empfehlungen auf diesem Gebiet gehören. Erstaunlicherweise setzt sich diese Auffassung erst allmählich gegen die irrigen Ansichten durch, daß "ein ohnehin schon schwaches Herz nicht noch zusätzlich durch körperliche Anstrengungen belastet werden dürfe". Es ist das Verdienst der REINDELLSchen Schule und zahlreicher anderer Autoren, z.B. HOLLMANN (44), KLEPZIG (91), MELLEROWICZ (70), BLASIUS (17), solche auf einer Mißdeutung der klassischen Herzgesetze beruhenden Vorstellungen korrigiert zu haben und der körperlichen Betätigung jenen Stellenwert für die Gesundheit zuzuerkennen, den diese tatsächlich besitzt. Damit hat in den letzten Jahren der sogenannte Breitensport neben dem Leistungssport erhöhte Bedeutung gewonnen; denn Sportorganisationen erkannten die ihnen zufallende Verantwortung und riefen zu Volksläufen und verschiedenen anderen sportlichen Aktionen auf, die z.B. unter der Devise "Trimm Dich durch Sport" weit bekannt geworden sind. So fanden auf Grund der Trimm-Aktion innerhalb von 20 Monaten 9 Millionen Bundesbürger zum Sport.

Dabei faßt man vor allem die Wirkungen des körperlichen Trainings¹⁾ ins Auge, die HOLLMANN folgendermaßen beschreibt (44): "Der Sinn des Trainings liegt in der Erschließung von Leistungsbereichen, die sonst nicht zugänglich sind. Das Training hat daher die Mobilisierung von Leistungsreserven zum Ziele. Um dieses Ziel zu erreichen, sind spezifische Reize notwendig. Die SCHULTZ-ARNDT'sche Regel besagt, daß schwache Reize die Lebenstätigkeit anregen, starke Reize Anpassungsvorgänge auslösen und zu starke Reize lähmend wirken. Hieraus ergibt sich

1) Unter Trainingsgrad verstehen wir mit HOLLMANN das Ausmaß der morphologischen und funktionellen Anpassung des Organismus an körperliche Belastung.

die Bedeutung einer richtigen Dosierung des Trainings."

Wenn regelmäßige körperliche Betätigung aber gesundheitsfördernd und leistungssteigernd sein soll, ist vor allem eine richtige, d.h. dosierte körperliche Anpassung anzustreben; so können bei kranken und alten Menschen durch sportliche Betätigung Reize ausgelöst werden, die lähmend oder sogar tödlich wirken, während dieselben Reize bei Gesunden unter Umständen nicht einmal dazu imstande sind, Anpassungsvorgänge einzuleiten. Beispiele tödlicher Unglücksfälle bei sportlichen Veranstaltungen zeigen deutlich, wie gefährlich eine übertriebene sportliche Anstrengung oder auch eine plötzliche sportliche Betätigung ohne entsprechende körperliche Vorbereitung sein können. Damit aber ein körperliches Training immer so dosiert wird, daß es keine gesundheitsschädigende Wirkung ausübt, wäre die ärztliche Überwachung aller Sporttreibenden ein dringendes Gebot. Die unzureichende ärztliche Versorgung von Sportvereinen und aktiven Sportlern beweist, daß diese Überlegung noch nicht Allgemeingut geworden ist; nur ein kleiner Teil der Berufs- und Hochleistungssportler steht unter ärztlicher Kontrolle. Mangelhafte Aufklärung der Sporttreibenden sowie eine zu geringe Zahl ausgebildeter Sportärzte sind für diesen Notstand vornehmlich verantwortlich zu machen.

Während die Kreislaufreaktionen bei körperlichem Training von Normalpersonen und Spitzensportlern ausgiebig untersucht wurden (HOLLMANN, ISRAEL, KLEPZIG, MELLEROWICZ, MUSSHOF, REINDELL u.a.), sind diese bei Untrainierten bisher kaum beachtet worden. Physiologische Grundlagen in diesem Bereiche dürften jedoch eine wichtige Voraussetzung für die erfolgreiche medizinische Beratung von Sporttreibenden darstellen. Ein wichtiges Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, neue Untersuchungsergebnisse auf diesem Gebiete vorzulegen.

In den letzten Jahren werden Kreislaufuntersuchungen mit immer größerem Aufwand betrieben; diese sind heute fast nur noch von Spezialisten in besonders eingerichteten Instituten und Kliniken durchzuführen und zudem mit hohen Kosten verbunden. Um jedoch auch den praktischen Ärzten einfache Methoden in die

Hand zu geben, aussagekräftige Kreislaufgrößen zu ermitteln und diese im Hinblick auf die Funktionstüchtigkeit eines Probanden zu beurteilen, hatten wir unsere Untersuchungsmethodik so aufgebaut, daß sie leicht praktikabel und reproduzierbar ist und sich überdies durch möglichste Schonung der Probanden auszeichnet. Nur mit einer solchen Methodik nämlich können die Kreislauffunktionsprüfungen für einen sehr großen Kreis von Sporttreibenden auch im Rahmen von Reihenuntersuchungen angewandt werden.

Da latente Kreislaufstörungen häufig erst bei körperlichen Belastungen auftreten, ist es notwendig, Funktionsprüfungen stets sowohl unter Ruhebedingungen als auch bei steigenden Belastungen durchzuführen. Am Ergometer läßt sich die zu leistende Arbeit genau dosieren, so daß stets vergleichbare und reproduzierbare Bedingungen vorliegen. Aus diesem Grunde zogen wir eine Belastung am Fahrradergometer dem Kniebeugenversuch und Stufentest vor. Dabei belasteten wir die Versuchspersonen (Vp.) jeweils über eine konstante Zeit (2 min) bei einer immer gleichbleibenden Umdrehungsfrequenz. Zur Steigerung der Belastung wurde nur der Arbeitswiderstand geändert. Entsprechend ihrem Trainingsgrad waren die Vp. in folgende Gruppen eingeteilt: Voll-Trainierte, Wenig-Trainierte und Untrainierte. Die Größe der Ergometerbelastung orientierten wir an der Gruppe der Untrainierten; in keinem Fall wurden maximale Leistungen gefordert; es sollte vielmehr geklärt werden, inwieweit sich schon in niederen und mittleren Leistungsbereichen trainingsbedingte Unterschiede von Kreislaufgrößen zeigen. Außer den Bedingungen einer schonenden Untersuchung und genormter Belastung hielten wir uns an die Forderung, möglichst umfassend zu untersuchen. Bei jedem Probanden wurden daher zunächst eine ausführliche Anamnese erhoben, dann eine gründliche klinische Untersuchung durchgeführt und schließlich folgende Kreislaufdaten ermittelt:

das systolische, absolute und relative Herzvolumen,
die Herzspannungsvektoren von R und T,

die Blutdruckwerte,
die Pulswellengeschwindigkeit,
die Herzfrequenz,
das Schlag- und Minutenvolumen sowie der Herz-
minutenvolumenquotient.

Die Kenntnis des Herzvolumens hat bei der Beurteilung des Kreislaufes eine große Bedeutung erlangt. Daher sind in den letzten Jahrzehnten zahlreiche Versuche unternommen worden, eine möglichst genaue Methode zur Bestimmung des Herzvolumens zu entwickeln. Röntgenologische Verfahren stehen dabei im Vordergrund; an ihrem Ausbau und ihrer Verbesserung waren schwedische wie deutsche Autoren gleichermaßen beteiligt. Dabei ist bemerkenswert, daß die Bedeutung der Herzvolumenbestimmung offenbar nur in Deutschland und Schweden erkannt worden ist. Die geometrische, orthodiagraphische Herzvolumenbestimmung, von ROHRER (97) entwickelt und KAHLSTORF (51) verbessert, hat sich als gut durchführbar erwiesen. Nach Einführung der Herzfernaufnahme wurde diese Methode durch LILJESTRAND 1939 (63) entsprechend umgestaltet; diese Art der Herzvolumenbestimmung lieferte gute Ergebnisse und setzte sich wegen der einfachen Durchführung rasch durch (MUSSHOFF, REINDELL 73, 94). Die äußere Begrenzung des Herzschatens im Röntgenbild wird bei dieser Methode zur Grundlage der Berechnung des Herzvolumens gemacht.

Das Herzvolumen ist nach den bisherigen Untersuchungen vor allem von Alter, Geschlecht, Körpergewicht, von der Konstitution und vom Trainingsgrad abhängig. Während diese Faktoren langdauernde Größenänderungen bedingen, sind im Hinblick auf kurzfristige Änderungen des Herzvolumens körperliche Belastung, Körperlage und Aktionsphase des Herzens von Bedeutung. Unsere Untersuchungen wurden deshalb stets am liegenden Probanden vorgenommen, um die bekannten orthostatischen Füllungsschwankungen zu vermeiden (73). Während MUSSHOFF und REINDELL der Herzphase bei der röntgenologischen Bestimmung des Herzvolumens nur geringe Bedeutung beimaßen (73), wies DE ABREU schon 1939

auf beträchtliche Volumenunterschiede zwischen Systole und Diastole im Röntgenbild hin (25). Auch JONSELL (50) und MEYTHALER (72) hielten eine herzphasenabhängige Volumenbestimmung für nötig. Da sich nach MUSSHOF, REINDELL, KLEPZIG und KIRCHHOFF (74) die Volumenänderungen in der Diastole erst bei starker Belastung und auch dann nur wenig ausgeprägt zeigen, bestimmten wir das Herzvolumen stets am Ende der Systole zum Zeitpunkt der maximalen Kontraktion des Myokards.

Bei unseren Untersuchungen zur Bestimmung der Herzvektoren von R und T kombinierten wir das Extremitäten-EKG nach EINTHOVEN (30) mit dem Brustwand-EKG nach BLASIUS (11, 13). Da beide Ableitebenen senkrecht zueinander stehen, konnten auch Anhaltspunkte für die räumliche Lage der Integralvektoren gewonnen werden; auf eine genaue Bestimmung der Raumvektoren wurde bewußt verzichtet, weil dafür umfangreiche Rechnungen und bestimmte Annahmen gemacht werden müssen (BLASIUS u. REPGES (14)), die für die Beantwortung der vorliegenden Fragen nicht notwendig erschienen.

Um die Leistungsfähigkeit des Kreislaufes zu beurteilen, ist ferner die Kenntnis von Herzfrequenz, Blutdruckwerten und Pulswellengeschwindigkeit, des Schlag- und Minutenvolumens und des Herzminutenvolumenquotienten eine wesentliche Voraussetzung. Für die Bestimmung des Schlagvolumens schien uns die physikalische Methode nach BROEMSER und RANKE (19) am geeignetsten. Da an Pulskurven nach Arbeitsbelastung die Grundschwingung aus hämodynamischen Gründen meist nicht sehr ausgeprägt ist und somit die Auswertung der Pulskurven nach WEZLER und BÖGER (116) Schwierigkeiten bereitet, kam lediglich die Methode von BROEMSER und RANKE für uns in Frage, bei der die Meßbarkeit aller Größen aus den Pulskurven auch nach Arbeit noch gewährleistet ist.

Die Bestimmung des Herzminutenvolumenquotienten Q_{Vm} nach BLASIUS (8, 9, 107) diente uns außerdem dazu festzustellen, um wieviel das Herzminutenvolumen unter Belastung gegenüber dem

Ruheherzminutenvolumen angestiegen war. Die Änderung des Minutenvolumens kann nach den Untersuchungen von BLASIUS unter quantitativen Belastungen als zuverlässiges Maß für die Leistungsfähigkeit des Kreislaufes gewertet werden. Da eine Änderung des Schlagvolumens in erster Linie von der Änderung der Blutdruckamplitude abhängt, läßt sich die Blutdruckamplitude bei der Berechnung des Quotienten an die Stelle des Schlagvolumens setzen. Für einen weiten Bereich der körperlichen Belastungen gilt eine lineare Beziehung zwischen Schlagvolumen und Blutdruckamplitude. Somit stellt die Bestimmung des Q_{Vm} -Wertes eine wenig aufwendige Kreislauffunktionsprobe dar, da nur Herzfrequenz und Blutdruckamplitude in Ruhe und nach körperlicher Belastung gemessen werden müssen. Für Einzeluntersuchungen durch den praktischen Arzt sowie für breit angelegte Reihenuntersuchungen halten wir gerade die letztere Kreislauffunktionsprobe für sehr wertvoll, weil sie sich durch einfache Anwendung, gute Vergleichbarkeit und schonende Durchführung auszeichnet.

Trotz aller Appelle erscheint das Ausmaß des Breitensports bisher noch nicht ausreichend und seine Bedeutung für die Gesundheit noch nicht genügend erkannt. Für weite Teile der Bevölkerung spielt sich der "Sport" in erster Linie vor dem Fernsehschirm oder auf den Rängen eines Stadions ab. An dieser Tatsache werden auch die Olympischen Spiele in München zunächst wenig ändern. Denn bei den meisten Menschen scheint ein bedeutender Aspekt des Sportes noch nicht genügend ins Bewußtsein gehoben: der Sport als Medizin.

Diesen Zusammenhang zu erkennen und die Voraussetzungen zu einer praktischen Durchführung solcher Bestrebungen zu schaffen - dazu soll¹⁰ diese Arbeit einen Beitrag leisten.

2. Methodik

2. 1. Untersuchungsgut

Für unsere Untersuchungen stellten sich freiwillig 33 männliche, körperlich trainierte und untrainierte Versuchspersonen (Vp.) im Alter von 18 bis 30 Jahren zur Verfügung. Die Auswahl der trainierten Vp. erfolgte nach Art und Umfang des Trainings, seiner Häufigkeit, Härte und Dauer.

Nach Erhebung der Anamnese und auf Grund einer klinischen Untersuchung wurden kreislaufkranke Personen ausgeschlossen.

Nach ihrem Trainingszustand ließen sich die Vp. in drei Gruppen einteilen, in:

1. Voll-Trainierte (Gruppe A; 12 Vp.),
2. Wenig-Trainierte (Gruppe B; 11 Vp.) und
3. Untrainierte (Gruppe C; 10 Vp.).

Zu Gruppe 1 gehörten sechs Spieler einer Basketball-Bundesligamannschaft sowie sechs Ruderer, die zum größten Teil der deutschen National- und Jugendnationalriege entstammten. Alle diese Sportler hatten ein regelmäßiges, intensives Training von mindestens sechs Stunden pro Woche zu bewältigen. Rudern und Basketballspielen haben bekanntlich eine sehr ausgeprägte Wirkung auf Herz und Kreislauf; daher waren Befunde an Aktiven dieser Sportart für unsere Untersuchungen besonders aufschlußreich. In Gruppe 2 wurden alle diejenigen Vp. zusammengefaßt, die sich nur in geringem Maße sportlich betätigten, und deren regelmäßiges Training zwei Stunden pro Woche nicht überstieg.

Alle Vp., die überhaupt keine oder nur gelegentliche sportliche Betätigung angaben, wurden in die Gruppe 3 eingeordnet.

2. 2. Versuchsaufbau

2. 2. 1. Blockschaltbild der Versuchseinrichtung

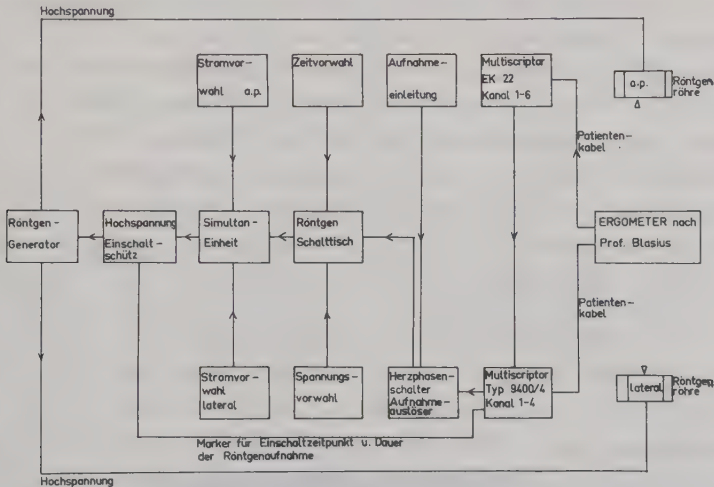


Abb. 1. Blockschaltbild mit Anordnung und Schaltung der verwendeten Geräte.

2. 2. 2. Die verwendeten Geräte und deren Funktion

a. Multiscraptor EK 22 (Fa. Hellige, Freiburg)

Kanal 1 - 3: Extremitäten-EKG nach EINTHOVEN,
Ableitungen I - III.

Kanal 4 - 6: Brustwand-EKG nach BLASIUS,
Ableitungen I - III.

b. Multiscraptor, Typ 9400/4 (Fa. Hellige, Freiburg)

Kanal 1: Ableitung II des Extremitäten-EKG

Kanal 2: Sphygmogramm des Carotispulses

Kanal 3: Sphygmogramm des Femoralispulses

Kanal 4: Marker der Röntgenaufnahme

c. Herzphasenschalter Sin-x-Cor (Fa. Dr. Fenyves und Gut, Basel)

Mit Hilfe des Herzphasenschalters konnten die Röntgenaufnahmen jeweils zu einem festgelegten Zeitpunkt der Herzphase ausgelöst werden. Die Auslösung erfolgte über die R-Zacke des EKG und zwar mit einer solchen Verzögerung, daß der Herzschatten immer zum Zeitpunkt der Spitze der folgenden T-Zacke zur Darstellung kam. Dieser Zeitpunkt entspricht demjenigen des Gipfelpunktes der Ventrikeldruckkurve des Herzens in der Systole (62).

d. Universalergometer nach BLASIUS

Über einen eingebauten Widerstand ließ sich die jeweils gewünschte Belastungsstufe bei immer der gleichen Umdrehungszahl einstellen.

e. Röntgeneinrichtung (Fa. C. H. Müller, Hamburg)

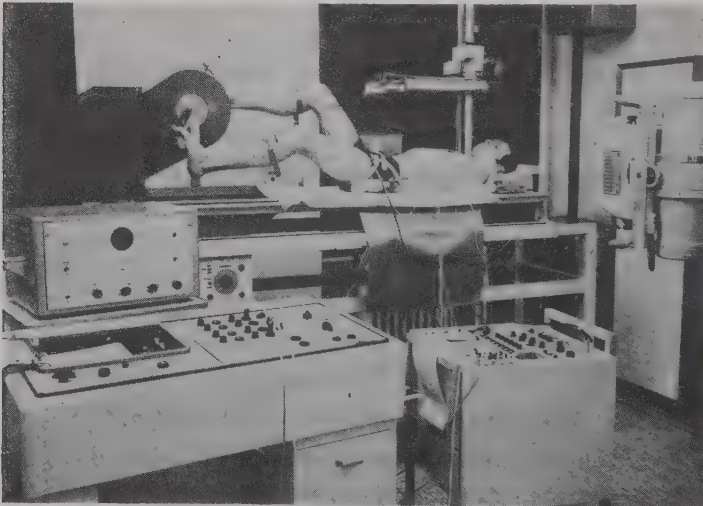


Abb. 2. Gesamtansicht aller röntgenologischen und cardiologischen Versuchseinrichtungen während eines Belastungsversuchs am Ergometer.

2. 3. Untersuchungsbedingungen

Die Untersuchungen wurden in der Zeit von September 1970 bis Februar 1971 durchgeführt. Um vergleichbare Werte der Pulswellengeschwindigkeit zu erhalten, lag die Untersuchungszeit zwischen 15 und 19 Uhr. In dieser Zeit weisen die tagesrhythmischen Schwankungen der Pulswellengeschwindigkeit ein Minimum auf (56). Die Zimmertemperatur betrug durchschnittlich 24-26 Grad Celsius. Die unbedeckten Versuchspersonen befanden sich also in einer thermoneutralen Umgebung. Die Ausgangswerte der Kreislaufgrößen wurden nach einer Ruhelage von 15 Minuten bestimmt (49, 70). Es wurde auf eine bequeme Lagerung der Vp. auf dem Röntgentisch und auf eine Ausschaltung aller störenden Faktoren geachtet; zu dem ersteren Zweck war eine ca. 2 cm starke Schaumgummiunterlage auf dem Röntgentisch angebracht, die strahlendurchlässig war und die Qualität der Röntgenaufnahmen nicht beeinträchtigte.

2. 4. Versuchsablauf

1. Vor Beginn der röntgenologischen und speziellen cardiologischen Untersuchungen wurde die Anamnese der Vp. erhoben und die klinische Prüfung durchgeführt, wobei auf etwaige Herz- und Kreislauferkrankungen besonders geachtet wurde (vgl. 2. 1.).
2. Die Pulsabnahmestellen wurden an der rechten A. carotis und der linken A. femoralis topographisch bestimmt und markiert.
3. Ebenfalls wurden die Befestigungsstellen der Elektroden für das Brustwand-EKG nach BLASIUS mit Hilfe des Elektrodengestells gekennzeichnet (11).

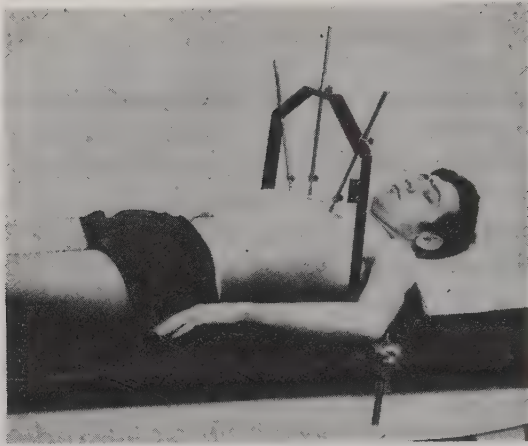


Abb. 3. Markierung der Ableitpunkte für das Brustwand-EKG mit Hilfe des Elektrodengestells.

Zwei Elektroden (Hellige-Klebeelektroden Nr. 217110) wurden ventral rechts und links in Höhe des 4. ICR an den markierten Stellen, die dritte Elektrode in derselben Höhe dorsal median über den Wirbeldornen befestigt, so daß der Herzmassenmittelpunkt in der durch die drei Ableitpunkte bestimmten Ebene lag (vgl. Abb. 3 u. Abb. 12). Dieses Vorgehen ergab sich aus theoretischen Gründen (11, 13, 14). Die Ebene der drei Brustwandelektroden stand dabei senkrecht zur Ableitebene des EKG nach EINTHOVEN.

4. Der Proband wurde sodann in Rückenlage auf dem Röntgentisch mit Fahrradergometer nach BLASIUS gelagert und in den Versuchsablauf eingewiesen.

5. Zur Darstellung der Pulscurven wurden Infraton-Pulsabnehmer nach BOUCKE-BRECHT an den markierten Stellen, ebenfalls Elektroden und Kabel des Extremitäten-EKG und Brustwand-EKG angelegt.

6. Mit Hilfe einer Röntgendurchleuchtung in Rückenlage der Vp. wurde der sagittale Zentralstrahl (Röntgenstrahl aus dem

Sagittalfokus, welcher senkrecht auf dem Sagittalfilm auftrifft) auf die mit X bezeichnete Stelle des Herzens im Sagittalbild eingerichtet (Abb. 4).

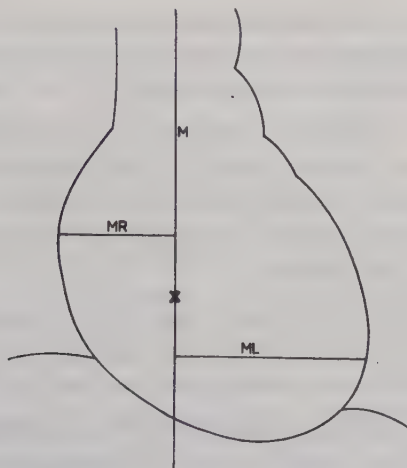


Abb. 4. Einrichtung des sagittalen Zentralstrahles bei der Röntgendurchleuchtung des Herzens. X = Lage des Zentralstrahles in der Mitte zwischen den Fußpunkten der Lote MR und ML. M = Projektion der Medianebene (Wirbeldornfortsätze), MR = Projektion des Medianabstandes rechts, ML = Projektion des Medianabstandes links.

7. Der Vorschlag von MEYTHALER u. Mitarb. (72), den Film-Objektstand, d.h. die Größe des Lotes, welches vom Herzmittelpunkt auf die Filmebene gefällt wird, im frontalen Strahlengang konstant zu halten, konnte bei unseren Versuchen aus technischen Gründen nicht verwirklicht werden. Deshalb mußte der Abstand zwischen Transversalfilm und Medianebene der Vp., welcher für die Größe des Film-Objektstandes im frontalen Strahlengang FO_{tr} maßgebend ist (s. Abb. 7), bei jedem Versuch an einem auf dem Tisch angebrachten Maßstab abgelesen werden.

8. Die Filmkassette für die Transversalaufnahmen wurde so weit wie möglich in die rechte Achselhöhle der Vp. geschoben, wobei der frontale Zentralstrahl auf die Mitte des Transversalfilmes eingestellt war.

9. Der Zeitpunkt der Röntgenbelichtung wurde mit Hilfe des Herzphasenschalters auf die Spitze der T-Zacke der 2. Ableitung des Extremitäten-EKG eingestellt.

10. Um die hintere Herzkontur auf dem Transversalbild deutlicher abgrenzen zu können, wurde die Vp. aufgefordert, kurz vor der Aufnahme drei Schluck Kontrastbrei "Micropaque" zu nehmen (60); zur Geschmackaufbesserung war dem Brei ein Teelöffel Kakáopulver beigemischt.

11. Noch während der Breipassage durch den Oesophagus wurde eine Röntgenaufnahme der Vp. in Ruhe angefertigt; kurz danach wurden die Ruhewerte des Blutdruckes und der Herzfrequenz ermittelt und das EKG und die Sphygmogramme aufgenommen.

12. Der Proband wurde anschließend am Ergometer stufenweise und in zeitlichem Abstand (s.u.) mit 50, 100, 150 und 200 Watt jeweils für zwei Minuten belastet. Die Umdrehungsfrequenz wurde vom Probanden auf einen Wert von 50 Umdrehungen pro Minute gehalten und vom Versuchsleiter kontrolliert, da sich die Kreislaufbelastung bei konstanter Leistung mit der Umdrehungsfrequenz ändert (29, 40, 71). Unmittelbar nach Arbeitsende wurden die Kreislaufdaten bestimmt. Wenn dann die Herzfrequenz und der Blutdruck der Vp. wieder die Ausgangswerte erreicht hatten, wurden die Untersuchungen bei der nächsthöheren Belastungsstufe fortgesetzt. Dies war bei unseren Vp. durchschnittlich nach 3 bis 5 Minuten der Fall.

13. Die sagittale und transversale Röntgenaufnahme wurden gleichzeitig angefertigt und zwar im Durchschnitt 5 bis 10 sec nach Arbeitsende; zur Filterung der Streustrahlung dienten Rasterfolien. Auf diese Weise konnte bei den Belastungen von 100 und 200 Watt eine zeitgleiche Auswertung mit den übrigen Kreislaufdaten erreicht werden. Die Bedingungen eines

Valsalvaschen Preßdruckversuches wurden vermieden, indem stets bei beginnender Inspiration belichtet wurde; die Vp. wurde aufgefordert, langsam bei geöffnetem Munde zu inspirieren, auf keinen Fall jedoch die Luft anzuhalten (60).

14. Die Röntgenaufnahmen wurden in Ruhe und lediglich bei Belastungen von 100 und 200 Watt angefertigt, um die Strahlenbelastung für die Vp. möglichst gering zu halten. Nach einer Abschätzung betrug die Gonadendosis für die Durchleuchtung 70 mr (bei 80 kV, 3 mA und einer maximalen Belichtungsdauer von 1 min), für eine Röntgenaufnahme 0,4 mr (bei 120 kV, 300 mA und durchschnittlich 0,013 sec). Die Gonadendosis während der gesamten Untersuchung einer Vp. lag also sicher unter 100 mr und war somit durchaus tragbar; vergleichsweise beträgt die Gonadendosis infolge der Höhenstrahlung 100 bis 200 mr pro Jahr.

2. 5. Bestimmung der morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen

2. 5. 1. Herzvolumenbestimmung

Das Herzvolumen HV wurde röntgenologisch mit Hilfe zweier Röntgenaufnahmen bestimmt, welche senkrecht zueinander stehen; Das Sagittalbild (sagittaler Strahlengang) und das Transversalbild (frontaler Strahlengang) ermöglichen eine räumliche Erfassung des Herzens. Zu der Berechnung des Herzvolumens benutzten wir die von MUSSHOFF und REINDELL modifizierte Formel nach ROHRER und KAHLSTORF (51, 73, 97):

$$HV = \frac{\pi}{4} \cdot 0,63 \cdot l \cdot b \cdot t_{\max};$$

es bedeuten

l = Längsdurchmesser des Herzens

b = Breitendurchmesser des Herzens

t_{max} = maximaler horizontaler Tiefendurchmesser des
Herzens

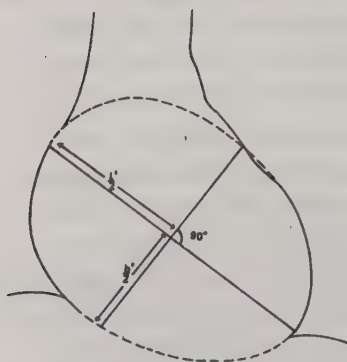


Abb. 5 (links). Bestimmung der Ellipsenfläche im sagittalen Herzbild. Erläuterung s. Text.

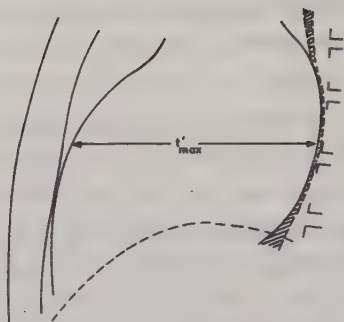


Abb. 6 (rechts). Bestimmung des maximalen Tiefendurchmessers des Herzens t'_{max} im Transversalbild. Schraffiert: Oesophagus; rechts davon sind die Wirbelkörper angedeutet. Gestrichelt: rechte Zwerchfellkuppe. Erläuterung s. Text.

Nach der benutzten Formel wird das Herzvolumen HV auf einen Körper, der zwischen einem Paraboloid (Faktor 0,59) und einem Ellipsoid (Faktor 0,67) gelegen ist, reduziert (KAHLSTORF (51)). Die Anwendung dieser Formel für unsere Versuche ging mithin von folgenden Voraussetzungen aus:

- Der Herzschaten im Sagittalbild wurde näherungsweise als Ellipse aufgefaßt.
- Zur Berechnung der Ellipsenfläche wurden die halbierten Längs- und Breitendurchmesser des Herzens, die aufeinander senkrecht stehen, benutzt (Abb. 5).
- Sämtliche Herzdurchmesser wurden wegen ihrer projektiven Vergrößerung auf dem Röntgenbild nach dem Strahlensatz korrigiert.

Aus der auf S. 24 angegebenen Formel ergab sich bei Berücksichtigung von Punkt c folgende Formel, in welcher die Korrekturfaktoren entsprechend der Konstruktion nach Abb. 7 folgende Größen haben:

$$HV = \frac{\pi}{4} \cdot 0,63 \cdot 1 \cdot \frac{FF_{sag} - FO_{sag}}{FF_{sag}} \cdot b \cdot \frac{FF_{sag} - FO_{sag}}{FF_{sag}} \cdot t'_{max} \frac{FF_{tr} - FO_{tr}}{FF_{tr}}$$

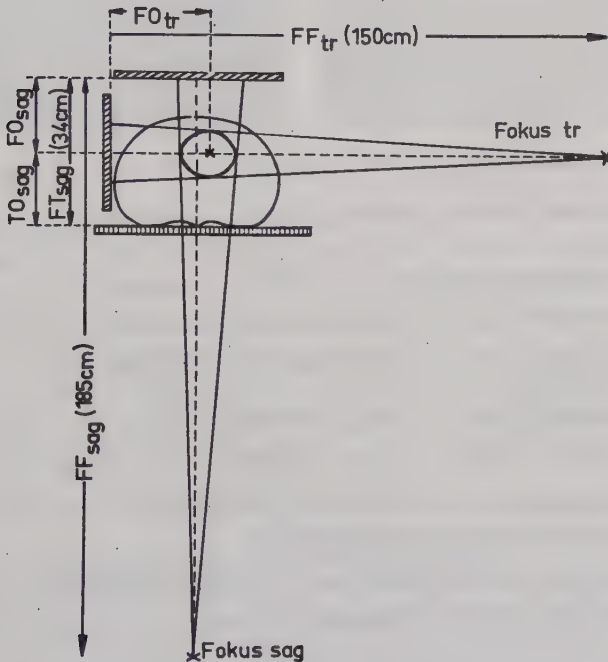


Abb. 7. Schematische Darstellung der Herzvolumenbestimmung in zwei senkrecht zueinander stehenden Aufnahme-Ebenen. Schräg schraffiert: transversale und sagittale Filmkassetten. Senkrecht schraffiert: Röntgentisch. (Die Röntgenröhre für die sagittale Aufnahme war in den Fußboden eingelassen.)

Erläuterung der benutzten Größen:

Index ' kennzeichnet stets die auf dem Film gemessenen unkorrigierten Werte:

- l' = unkorrigierter Längsdurchmesser des Herzschatte (Abb. 5)
- b' = unkorrigierter Breitendurchmesser des Herzschatte (Abb. 5)
- $t'_{\max}$ = unkorrigierter maximaler Tiefendurchmesser des Herzschatte (Abb. 6)

Frontaler Strahlengang (Abb. 7):

- FF_{tr} = Abstand Fokus - Film (konstant 150 cm)
- FO_{tr} = Abstand Film - Objekt (Objekt = Herzmitte)

Sagittaler Strahlengang (Abb. 7 u. 9):

- FF_{sag} = Abstand Fokus - Film (konstant 185 cm)
- FO_{sag} = Abstand Film - Objekt (Objekt = Herzmitte)
- FT_{sag} = Abstand Film - Tisch (konstant 34 cm)
- TO_{sag} = Abstand Tisch - Objekt (Objekt = Herzmitte)
- y' = Abstand Herzmitte auf dem Röntgenbild - untere Kante des Transversalfilmes
- x = Abstand untere Kante des Transversalfilmes - Tischoberfläche (konstant 3 cm)

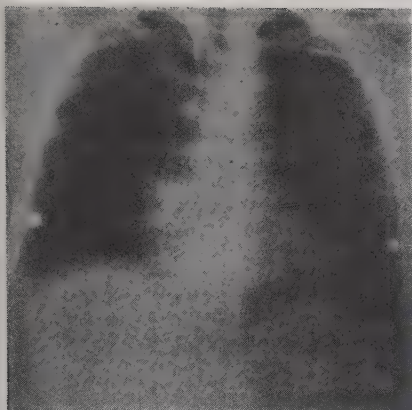


Abb. 8a



Abb. 8b

Abb. 8a, b. Sagittal- und Transversalaufnahme des Herzens in Rückenlage und unter einer Belastung von 100 Watt der Vp. 19. Auf der Sagittalaufnahme (8a) hebt sich der Herzschatten deutlich vom Lungengewebe ab. Auf der Transversalaufnahme (8b) erkennt man den mit Kontrastbrei gefüllten Oesophagus, welcher die hintere Herzkontur markiert. Die Brustwandelektroden stellen sich als helle Punkte dar, ferner sind die Elektrodenkabel zu erkennen.

2. 5. 1. 1. Maximaler Tiefendurchmesser $t_{\max}$

Nach dem Strahlensatz gilt:

$$\frac{t_{\max}}{t'_{\max}} = \frac{FF_{tr} - FO_{tr}}{FF_{tr}}$$

$$t_{\max} = t'_{\max} \frac{FF_{tr} - FO_{tr}}{FF_{tr}}$$

FF_{tr} ist konstant, $t'_{\max}$ und FO_{tr} sind variabel.

$t'_{\max}$ wurde aus der Transversalaufnahme entsprechend Abb. 6 bestimmt.

FO_{tr} setzte sich zusammen aus (s. Abb. 7):

- a. dem Abstand Transversalfilmebene - Medianebene (Wirbel-
dornfortsätze) der Vp., welcher zwischen 17 cm und 20 cm
gemessen wurde und
- b. dem mittleren Abstand Medianebene - Schwerpunkt der
Herzsilhouette im Sagittalbild, der nach MEYTHALER u.
Mitarb. einem durchschnittlichen Wert von 3,5 cm ent-
spricht (72).

2. 5. 1. 2. Längsdurchmesser l und Breitendurchmesser b

Die Größen l und b wurden dem Sagittalbild entnommen, wie es
Abb. 5 zeigt, und beide mit demselben Faktor korrigiert. Als
Beispiel möge die Berechnung von l dienen.

Nach dem Strahlensatz gilt:

$$l = l' \cdot \frac{FF_{sag} - FO_{sag}}{FF_{sag}}$$

FF_{sag} ist konstant, l' und FO_{sag} sind variabel. Die Größe l'
wurde im Sagittalbild gemessen. FO_{sag} mußte über TO_{sag} ge-
funden werden, zur Bestimmung von TO_{sag} wurde die Transversal-
aufnahme herangezogen (Abb. 9):

$$TO_{sag} = y' + x$$

$$FO_{sag} = FT_{sag} - (y' + x)$$

Da FT_{sag} mit 34 cm konstant gehalten wurde, konnte FO_{sag}
ohne weiteres berechnet werden.

2. 5. 1. 3. Zur Genauigkeit von FO_{sag} und zur Kritik des Berechnungsverfahrens dieser Größe, wie MEYTHALER u. Mitarb. (72) es näherungsweise vorschlagen

Aus der Abb. 9 ergibt sich, daß FO_{sag} nur approximativ bestimmt worden ist, denn y' wurde unkorrigiert in den Rechengang übernommen, die Größe Δy also vernachlässigt.

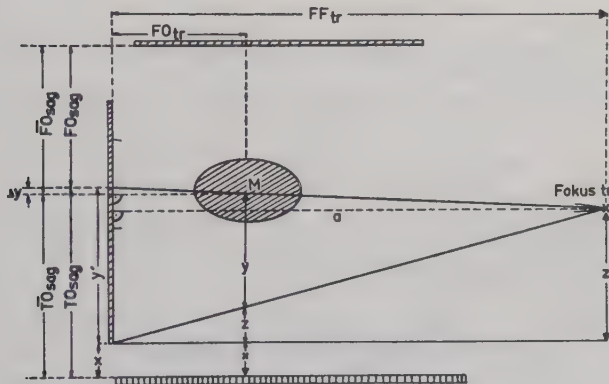


Abb. 9. Frontaler Strahlengang zur Verdeutlichung der Möglichkeit, FO_{sag} genauer zu bestimmen. a = Zentralstrahl (Röntgenstrahl aus dem Transversalfokus, welcher senkrecht auf dem Transversalfilm auftrifft), M = Herzmitte.

Nach Korrektur der projektiven Vergrößerung ist der sagittale Tisch-Objekt-Abstand (Objekt = Herzmitte M) durch $\overline{TO}_{sag}$, der sagittale Film-Objekt-Abstand durch $\overline{FO}_{sag}$ zu erfassen. Diese beiden Größen unterscheiden sich jeweils vom TO_{sag} und FO_{sag} durch y (Abb. 9):

$$\overline{TO}_{sag} = TO_{sag} + y$$

$$\overline{FO}_{sag} = FO_{sag} - y$$

Es waren dabei folgende Fragen zu klären:

1. Wie kann man den korrigierten Abstand $\overline{TO}_{\text{sag}}$ und damit ein genaues $\overline{FO}_{\text{sag}}$ ermitteln?
2. Ist es möglich, y' näherungsweise zu korrigieren, wie MEYTHALER es in "Die klinische Größenbestimmung des Herzens" (72) vorschlägt?
3. Wie groß ist der Fehler, wenn y' unkorrigiert bleibt?

Zu 1:

Die Bestimmung des korrigierten Abstandes $\overline{TO}_{\text{sag}}$ erfordert die Einführung einer neuen Hilfsgröße z (Abb. 9). Dann ist

$$\overline{TO}_{\text{sag}} = y + z + x.$$

Die Größe x beträgt 3 cm und ist konstant. Die Summanden y und z berechnet man folgendermaßen:

$$y = y' \frac{FF_{\text{tr}} - FO_{\text{tr}}}{FF_{\text{tr}}} \quad \text{und}$$

$$z = z' \frac{FO_{\text{tr}}}{FF_{\text{tr}}}$$

Die Größe z' beträgt 12 cm und ist konstant, da der transversale Fokus stets auf die Mitte der transversalen Filmplatte eingerichtet war (Abb. 9); die Berechnung von y und z und somit von $\overline{TO}_{\text{sag}}$ ist demnach unter geringem rechnerischen Mehraufwand möglich.

Zu 2:

Auch MEYTHALER erkannte den Fehler Δy , der sich für y' infolge der Projektion ergibt. Bei seiner Größenbestimmung des Herzens ging er davon aus, daß y' auf dem Transversalbild stets größer sei als y , welches die tatsächlichen

Größenverhältnisse angibt. Nach dem Strahlensatz errechnete er den Wert y und nannte diesen den "Wahren Herzmitte - Tischabstand"¹⁾. Als Näherungslösung gab er an, daß von y' 1 cm abzuziehen sei, um y zu erhalten. Diese Überlegungen bedürfen einer Richtigstellung oder zumindest einer Einschränkung für seine Versuchsanordnung, welche jedoch in seiner Arbeit nicht erwähnt wurden; die Vernachlässigung von z für die Berechnung von $\overline{TO}_{\text{sag}}$ ist nur in zwei Fällen zulässig:

1. Die Herzmitte M liegt im frontalen Zentralstrahl a , welcher senkrecht auf der Filmebene auftrifft. Dann wird $y = 0$.
2. Der transversale Fokus liegt in Höhe der Unterkante des Transversalfilmes; dann wird $z = 0$.

In allen anderen Fällen muß z in die Berechnung von $\overline{TO}_{\text{sag}}$ einbezogen werden. Diese gilt auch für die Näherungslösung nach MEYTHALER; denn die Nichtbeachtung von z führt dazu, die Differenz $y' - y$, also Δy , um die Strecke z zu groß anzunehmen, ein Umstand, welcher anhand von Abb. 9 leicht zu erkennen ist. Die Größe von 1 cm, welche MEYTHALER als mittleren Korrekturwert für Δy setzt, ist aus diesem Grunde viel zu groß ausgefallen. Eine solche Approximation wäre nur dann

¹⁾ Die Größe y in Abb. 9 ist nicht mit dem y nach MEYTHALER gleichzusetzen: y nach MEYTHALER hätte in Abb. 9 die Größe der Strecke $y + z$ und entspricht dem $\overline{TO}_{\text{sag}}$, da die Größe x bei den Versuchsbedingungen MEYTHALERS entfällt.

zulässig, wenn der Zentralstrahl a erheblich unterhalb der Herzmitte M verlief (Abb. 10). Der Abstand Herzmitte M -

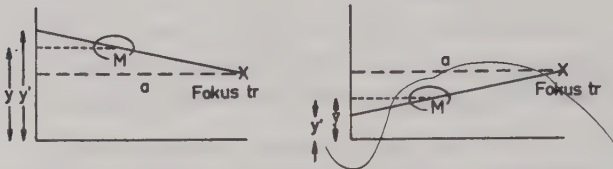


Abb. 10. Konstruktion zweier Fälle zur Beurteilung der näherungsweisen Abschätzung des wahren Herzmitte - Tischabstandes nach MEYTHALER. Frontaler Zentralstrahl = a, Herzmitte = M. Die linke Abbildung zeigt, daß sich der Fehler zwischen y und y' verkleinern kann, wenn man von y' nach dem Vorschlag von MEYTHALER 1 cm subtrahiert. Durch das gleiche Verfahren wird der Fehler zwischen y und y' aber größer, wenn das Herz unterhalb des Zentralstrahles a zu liegen kommt (rechte Abbildung).

Zentralstrahl a hätte bei Gültigkeit des Abschätzverfahrens unter den Versuchsbedingungen MEYTHALERS mindestens 3,8 cm, unter den unsrigen mindestens 3,3 cm betragen müssen. Man wird jedoch bestrebt sein, den Zentralstrahl a möglichst nahe der Herzmitte M verlaufen zu lassen, um Verzerrungen zu vermeiden. So ergaben Rechnungen, daß der Zentralstrahl a unter unseren Versuchsbedingungen in keinem Falle mehr als 3,3 cm unterhalb der Herzmitte M verlief. Die Näherungslösung nach MEYTHALER scheint deshalb nicht angezeigt.

Zu 3:

Es erhebt sich dann die Frage, ob eine Korrektur von y' mit Hilfe von z überhaupt sinnvoll ist. Nach dem Strahlensatz ist anhand von Abb. 10 leicht einzusehen, daß y' um so mehr von y differiert, je größer der Abstand zwischen der Herzmitte M

und dem Zentralstrahl a ist. Bei unseren Versuchen war der Zentralstrahl a stets auf die Mitte der Transversalkassette zentriert, lag also 12 cm über der Filmunterkante. Wir fanden für y' Werte um 12 cm, genau zwischen 8,7 und 15,0 cm, je nach Tiefe des Thorax. Wie Rechnungen ergaben, blieb die Differenz Δy bei einem Durchschnittswert von 0,12 cm ($- 0,5$ cm bis $+ 0,45$ cm) minimal. Der Gesamtfehler bei der Herzvolumenbestimmung vergrößerte sich dadurch im Mittel um 0,12% (0 bis $\pm 0,5\%$)¹⁾; auf Grund dieser vergleichsweise geringen Fehlergröße hielten wir eine Berücksichtigung von Δy , d.h. eine genaue Bestimmung von TO_{sag} nicht für notwendig.

Diese Überlegungen führten uns schließlich zu einer weiteren Vereinfachung: Das Herz ändert mit den Atemexkursionen seine Lage, hat aber bei gleicher Atemtiefe eine gleiche Position im Thorax. Obwohl wir die Röntgenaufnahmen stets bei beginnender Inspiration auslösten, differierte doch die Atemtiefe und somit die Größe y' (= Abstand Herzmitte auf dem Röntgenbild - untere Kante des Transversalfilmes) bei den 3 Aufnahmen einer Vp. um maximal 1,9 cm. Zur Vereinfachung der Berechnungen bildeten wir für y' aus den 3 Aufnahmen einen Mittelwert $\bar{y}'$, denn die mittlere Differenz eines Einzelwertes zwischen y' und $\bar{y}'$ betrug nur 0,2 cm (0 bis 0,5 cm). In Fällen, bei denen die Differenz zwischen y' und $\bar{y}'$ größer als 0,5 cm ausfiel (insgesamt bei 5 Vp.), wurde kein Mittelwert gebildet, sondern der jeweilige Einzelwert in die Rechnung übernommen. Diese Vereinfachung geht mit einem mittleren prozentualen Fehler von nur 0,2% (0 bis $\pm 0,5\%$) in den Gesamtfehler bei der Herzvolumenbestimmung ein und ist deshalb gerechtfertigt.

1) Eine Änderung von TO_{sag} um 1 cm entsprach bei unseren Versuchen einem Fehler von 1%.

2. 5. 1. 4. Anmerkungen zur Abgrenzung des Tiefendurchmessers

$t'_{\max}$ auf der Transversalaufnahme

Bei der Bestimmung von $t'_{\max}$ kam es darauf an, die vordere und hintere Begrenzung des Herzschatens genau zu erkennen. Diese Bedingung ist nicht immer leicht zu erfüllen, wie weiter unten ausgeführt wird, und es muß verwundern, daß diesem Problem in der bisherigen Literatur so wenig Beachtung geschenkt worden ist; denn eine Differenz von 0,5 cm für $t'_{\max}$ kann in ungünstigen Fällen einen Fehler von 5% ergeben. Deshalb wurde $t'_{\max}$ von beiden Untersuchern stets unabhängig bestimmt, die Abweichungen diskutiert und erst dann ein Wert festgelegt. Im einzelnen war mit folgenden Schwierigkeiten zu rechnen:

1. Die vordere Herzkontur war nur andeutungsweise zu erkennen,
2. das substernale Fettgewebe wies eine unterschiedliche Dicke auf,
3. das Sternum lag tiefer als die ventralen Rippenansätze (angedeutete Trichterbrust), so daß die vordere Herzkontur in den Sternumschatten fiel,
4. die hintere Herzkontur war gegen das umgebende Mediastinalgewebe nicht scharf abzugrenzen,
5. die Lungengefäße überlagerten die hintere Herzkontur,
6. der mit Kontrastbrei gefüllte Oesophagus verlief nicht hinter, sondern seitlich am linken Vorhof vorbei und täuschte somit ein zu kleines $t'_{\max}$ vor; dies kann auch dann zustande kommen, wenn zuviel Kontrastbrei gegeben wird, weil sich der stark gefüllte Oesophagus gegen den linken Vorhof vorwölbt (113).

Bei Unklarheiten über die Begrenzung des Herzschatens im Transversalbild wurde folgendermaßen verfahren: Als ventrale Kontur wurde die Grenze zwischen vorderem und mittlerem Drittel des substernalen Fettgewebes bestimmt. Die dorsale Herzkontur wurde in den meisten Fällen durch die Vorderfront des Kontrastbreis im Oesophagus markiert. In einzelnen Fällen

wurde aber auch die hintere Begrenzung des Herzens durch oder hinter den mit Kontrastbrei gefüllten Oesophagus gelegt, nämlich dann, wenn die Herzkontur den Oesophagus eindeutig überragte (Abb. 11).

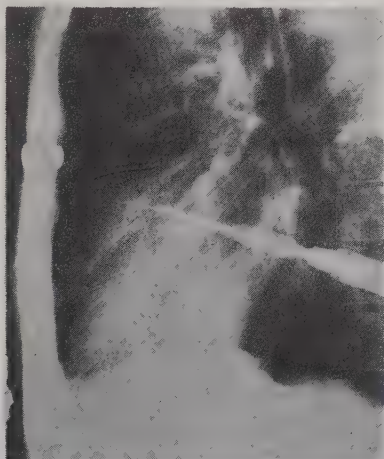


Abb. 11. Transversalaufnahme des Herzens in Rückenlage und unter einer Belastung von 200 W der Vp. 40. Der mit Kontrastbrei gefüllte Oesophagus zeigt nicht die dorsale Begrenzung des Herzschattens an, sondern verläuft ventral der hinteren Herzkontur.

2. 5. 2. Registrierung und Auswertung der Extremitäten- und Brustwand-Elektrokardiogramme

Die Registrierung des Extremitäten-EKG erfolgte im Dreieckschema nach EINTHOVEN, in dem jede der drei Komponenten des Integralvektors mit dem relativen Anteil registriert wird, der seiner Projektion auf die Verbindungslinien der Ableitpunkte proportional ist (EINTHOVEN'scher Dreieckssatz). Die Ableitungen zwischen den drei Ableitpunkten sind folgendermaßen festgelegt:

- Ableitung I : Rechter Arm - Linker Arm
Ableitung II : Rechter Arm - Linkes Bein
Ableitung III : Linker Arm - Linkes Bein

Die Brustwandableitungen in der Horizontalebene in Höhe des Herzmassenmittelpunktes wurden ebenfalls im Dreiecksverband nach der von BLASIUS angegebenen Methode aufgenommen (11, 13).

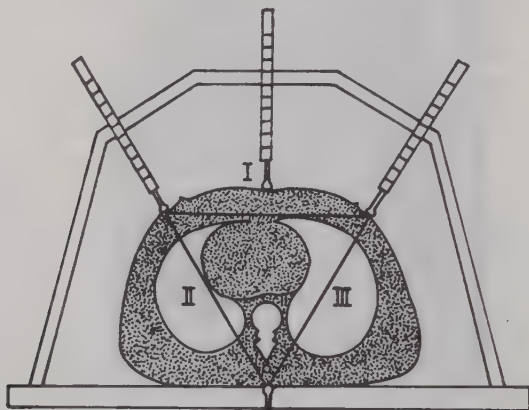


Abb. 12. Schematische Darstellung des Elektrodengestells zur Bestimmung der Ableitpunkte für das Brustwand-EKG nach BLASIUS.

Diese Brustwand-Ableitungen sind wie folgt bestimmt (vgl. Abb. 12):

- Ableitung I_{Br} : Rechte Brustwand - Linke Brustwand
Ableitung II_{Br} : Linke Brustwand - Rücken
Ableitung III_{Br} : Rechte Brustwand - Rücken

Die Ableitelektroden werden dabei etwa in Höhe des 4. Inter-costalraumes in der Parasternallinie angelegt. Aus dem Extremitäten-EKG wurden zunächst die PQ-, QRS- und QT-Zeiten auf einfache Weise mit dem EKG-Lineal von THOMAE bestimmt. Diese Zeitwerte wurden sodann mit den Normalwerten verglichen und die Abweichungen vermerkt (41, 47).

Zur Errechnung von Größe und Richtung der R- und T-Vektoren im Extremitäten- und Brustwand-EKG und des Lagetyps wurden die Potentialgrößen der R- und T-Zacken ausgemessen. Als zeitliche Bezugspunkte für die Potentialgrößen wurden die Spitzen der R- und T-Zacken in Ableitung II des Extremitäten-EKG gewählt. Aus den Projektionen wurden die Momentanvektoren von R und T in den beiden Ableiteebenen gewonnen. Die Ausrechnung der Vektorgrößen und -winkel wurde mit Hilfe eines von BLASIUS entwickelten Vektor-Rechengerätes vorgenommen (vgl. Abb. 13) (12).

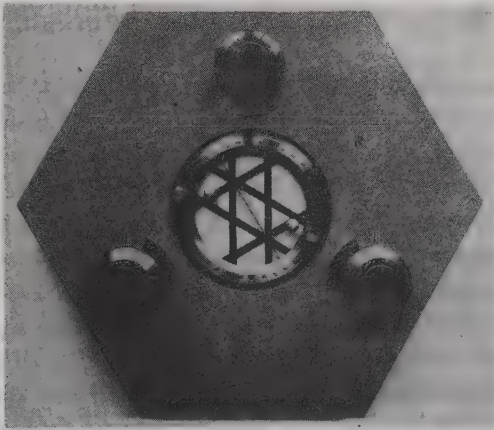


Abb. 13. Vektor-Rechengerät nach BLASIUS
Durch Einstellung an Drehknöpfen wird mit Hilfe zweier parallel verlaufender Stäbe im Mittelfeld des Dreiecks ein Parallelogramm gebildet, in das entsprechend der Richtung der Projektionen der Pfeil einer drehbaren Scheibe als Diagonale eingerichtet wird. Die Begrenzung der Diagonalen und deren Richtung zeigen Größe und Richtung des Integralvektors in mV und Winkelgraden an.

2. 5. 3. Messung der Herzfrequenz

Die Ruhepulsfrequenz wurde durch Palpation des Radialispulses über eine Minute gemessen. Nach jeder Belastungsstufe wurde die Frequenz der ersten 30 Sekunden aus dem EKG abgelesen, danach in Abständen von je einer halben Minute durch Palpation des Radialispulses über 15 Sekunden bestimmt. Die Messungen wurden so lange durchgeführt, bis der Ruhewert wieder erreicht war.

2. 5. 4. Errechnung der Pulswellengeschwindigkeit

Die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta wird nach der Formel $v = \frac{s}{t}$ berechnet, wobei v die Geschwindigkeit der Pulswelle (gemessen in cm/sec) bedeutet, s der zurückgelegte Weg in cm und t die dazu benötigte Zeit in Sekunden. Der Weg s setzt sich beim Menschen zusammen aus der Strecke Jugulum - Nabel plus Nabel - Abnahmestelle Femoralispuls minus der Strecke Abnahmestelle Carotispuls - Jugulum. Die Zeit t wird bestimmt aus der Verzögerung der Femoraliskurve gegenüber der Carotispulskurve, indem man, wie erstmals von O. FRANK vorgeschlagen, $\frac{1}{5}$ des Maximalausschlages (vom Fußpunkt der Kurve an gerechnet) markiert und die zeitliche Differenz dieser Markierungspunkte ermittelt (vgl. Abb. 14).

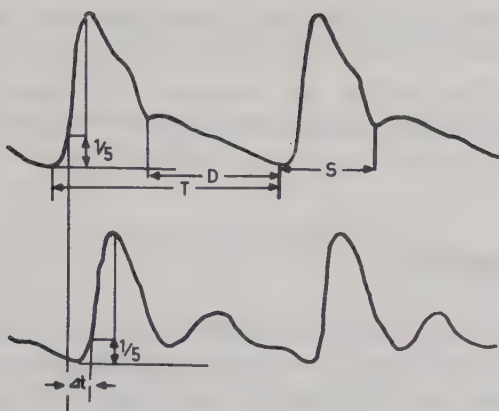


Abb. 14. Beispiel einer Pulskurvenauswertung
oben: Carotispulskurve
unten: Femoralispulskurve (Erläuterungen siehe Text).

Die so errechneten Werte der Pulswellengeschwindigkeit wurden in Abhängigkeit von der Pulsfrequenz in ein Diagramm eingetragen. Mit Hilfe einer Regressionsgeraden für diese Werte ließ sich dann die mittlere Pulswellengeschwindigkeit für beliebige Frequenzen ermitteln. Diese indirekte Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit war notwendig, da es aus mehreren Gründen schwierig ist, auswertbare Pulskurven in unmittelbarem Anschluß an einen Belastungsversuch zu gewinnen. Diese Schwierigkeiten liegen zum einen in dem erhöhten Muskeltonus begründet, der nach Tretarbeit in den Muskeln auftritt, die Schwingungen der Pulskurve überdeckt und erst nach einiger Zeit wieder abklingt, wie auch darin, daß die Vp. nach der Arbeitsphase den Atem nicht anhalten sollten, weil sonst die hämodynamischen Folgen eines Valsalvaschen Preßdruckversuches die Herzvolumenbestimmung beeinträchtigt hätten.

Die Länge der Systolen- und der Diastolendauer wurde aus der

Carotispulskurve bestimmt, wobei die Systolendauer S vom Beginn des Anstiegs der Pulskurve bis zur Incisur, die Diastolendauer D von der Incisur bis zum Anstieg der folgenden Pulskurve gerechnet wurde. Die Gesamtpulsdauer D ergab sich aus der Summe von S und D.

2. 5. 5. Blutdruckmessung

Der Blutdruck wurde bei den Vp. am rechten Arm nach der Methode von RIVA-ROCCI und VON RECKLINGHAUSEN auskultatorisch gemessen. Als Kriterium für den systolischen Druckwert galt bei sinkendem Manschettendruck der Beginn, für den diastolischen Druckwert das Maximum des Korotkowschen Geräusches.

Da nach den Belastungsstufen von 100 Watt und 200 Watt Röntgenaufnahmen angefertigt wurden, konnte der erste Blutdruckwert frühestens im Abstand von 20-30 Sekunden nach Arbeitsende ermittelt werden. Dieses Vorgehen dürfte keinen zu großen Fehler für unsere Ergebnisse bedeuten, da sich nach unseren Erfahrungen die Blutdruckamplitude in den ersten 30 Sekunden nach Arbeit maximal nur um 10 mm Hg verkleinerte (vgl. auch Kapitel 2. 6. 4.).

2. 5. 6. Bestimmung des Herzschlagvolumens V_S nach BRÖMSER und RANKE

BRÖMSER und RANKE hatten ihre Formel zur Berechnung des Herzschlagvolumens folgendermaßen angegeben (19):

$$V_S = Z \frac{(P_S - P_D) \cdot Q \cdot T \cdot S}{\varrho \cdot a \cdot D} \quad [\text{ml}]$$

Es bedeuten:

Z = Konstante 0,48

P_S = systolischer Blutdruck

P_D = diastolischer Blutdruck

Q = Ruhequerschnitt der Aorta

T = Pulsperiodendauer

S = Systolendauer

D = Diastolendauer

a = Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta

ϱ = Blutdichte = 1,06 g cm⁻³

Der Ruhequerschnitt der Aorta Q wurde in Abhängigkeit vom Alter den SUTERSchen Tabellen entnommen (114). Die Konstante Z wurde von BRÖMSER und RANKE mit 0,48 angegeben und durch Vergleich mit physikalischen und gasanalytischen Schlagvolumenbestimmungen empirisch gesichert; diese korrigiert diejenigen Fehler, welche bei der Abschätzung der Windkessellänge und des systolischen Abflußvolumens eingegangen werden. Da die Maßeinheit des Druckes von mm Hg auf g sec⁻² cm⁻¹ (Faktor 13,6 · 981) umzurechnen war, wurde unter Einbeziehung der Konstanten Z und ϱ eine neue Konstante K mit dem Wert 6020 gebildet. Das Schlagvolumen berechneten wir also nach folgender vereinfachten Formel:

$$V_S = K \frac{(P_S - P_D) \cdot Q \cdot T \cdot S}{a \cdot D} \quad [\text{ml}]$$

2. 5. 7. Berechnung des Herzminutenvolumens V_M

$$V_M = V_S \cdot F \quad [\text{ml}]$$

$F = \text{Herzfrequenz}$

2. 5. 8. Berechnung des Herzminutenvolumenquotienten Q_{Vm} nach BLASIUS

$$Q_{Vm} = \frac{\Delta p_a \cdot F_a}{\Delta p_r \cdot F_r}$$

Es bedeuten:

- F_a = Herzfrequenz nach Arbeit
- F_r = Herzfrequenz in Ruhe
- Δp_a = Blutdruckamplitude nach Arbeit
- Δp_r = Blutdruckamplitude in Ruhe

2. 6. Kritik der angewandten Methoden

Ein Ziel unserer Versuche war es, die Auswirkungen körperlichen Trainings auf Herz und Kreislauf unter festgelegten Belastungsbedingungen zahlenmäßig zu erfassen und dabei drei Gruppen unterschiedlich Trainierter miteinander zu vergleichen.

Bei unseren Messungen konnte nicht von Grundumsatzbedingungen ausgegangen werden; es mußten aus äußeren Gründen vielmehr Ruhebedingungen als Ausgangspunkt unserer Versuche gewählt werden, die die Vergleichbarkeit unserer Ergebnisse jedoch nicht schmälerten.

Die Trainingsbedingungen nach Art, Dauer und Härte für alle Vp. einer Gruppe nahezu gleichzuhalten, wäre eine wünschenswerte Ausgangsbedingung gewesen, die jedoch aus äußeren Gründen nicht verwirklicht werden konnte.

Es muß ferner darauf hingewiesen werden, daß es nicht möglich war und auch sonst kaum sein dürfte, ein in Bezug auf Konstitution und Umweltbedingungen homogenes Versuchsgut zusammenzustellen. So wird zum Beispiel bei einer Vp. die Herzarbeit erst durch ein bestimmtes Maß an sportlichem Training ökonomisiert, während eine andere Vp. Sport treibt, weil bei ihr ein ausgeglichener und leistungsstarker Kreislauf auf Grund der ererbten Konstitution vorliegt. Es kann ferner eine Trainierbarkeit sowohl bei Vp. mit ausgeprägten als auch mit weniger ausgeprägten konstitutionellen Voraussetzungen vorliegen, wobei lediglich das Maß an erreichbarer Gesamtwirkung verschieden ist (70).

2. 6. 1. Gruppeneinteilung

Eine gewisse Schwierigkeit besteht auch bei der Einteilung der Gruppen. Während die Gruppe der Voll-Trainierten gegenüber den anderen Gruppen ausreichend genau abzugrenzen ist, fällt eine solche Abgrenzung zwischen den Wenig-Trainierten und Untrainierten schwerer. Auf Grund konstitutioneller Gegebenheiten und durch eine gewisse tägliche Bewegung einerseits, der sich fast jeder gesunde Untrainierte unterzieht, sowie andererseits durch die Tatsache, daß die Wenig-Trainierten nur selten intensive Übungen betreiben, entstehen fließende Übergänge zwischen diesen beiden Gruppen.

2. 6. 2. Herzvolumenbestimmung

Die Anwendung des röntgenologischen Verfahrens der Herzvolumenbestimmung, welches der Erfassung der Herzvolumenänderungen unter körperlicher Belastung diene, stellte einen methodischen Kompromiß dar; denn einerseits mußte die Herzvolumenbestimmung am Lebenden vorgenommen und dabei die Strahlenbelastung so gering wie möglich gehalten werden, andererseits

sollte aber auch eine genügend große Zahl von Daten gewonnen werden. Das Herzvolumen wurde daher unter drei Bedingungen bestimmt: in Ruhe und bei Belastungen von je 100 und 200 Watt Tretarbeit.

Eine Fehlerrechnung bei der Herzvolumenbestimmung anzustellen, ist einigermaßen problematisch, da es nicht möglich ist, das berechnete mit dem tatsächlich vorhandenen Herzvolumen beim lebenden Menschen zu vergleichen. KAHLSTORF hatte seine Herzvolumenformel an den Maßen formalinisierte Leichenherzen überprüft und dabei Abweichungen festgestellt, die 5% nur selten überschritten haben (51). Postmortale Vergleichsuntersuchungen von LIND an Kinderherzen und von FRIEDMAN an den Herzen Erwachsener bewiesen ebenfalls die gute Brauchbarkeit der KAHLSTORFschen Herzvolumenbestimmung (zit. 60).

Für vergleichende Herzvolumenuntersuchungen, wie wir sie durchführten, sind Fehler durch ungleiche Aufnahmebedingungen (Herzaktion und Atemphase), ferner kurzfristige Schwankungen des Herzvolumens und auch subjektive Fehler bei der Auswertung zu berücksichtigen. Diese Fehler veranschlagten wir für die vorliegenden Herzvolumenbestimmungen auf insgesamt $\pm 3\%$. Dabei wurden die von anderen Autoren berechneten Fehlergrößen zugrundegelegt.

Unter den genannten Fehlermöglichkeiten spielt der subjektive Fehler eine besondere Rolle, wie schon im Kap. 2. 5. 1. 4. am Beispiel der Bestimmung von $t'_{\max}$ erläutert wurde. Die vervollständigung der Herzkontur zu einer Ellipse ist zudem eine Vereinfachung, die nicht für alle Fälle gleich sichere Resultate für die Bestimmung des Herzvolumens liefern konnte. So ist es manchmal nicht einfach, den Herzschaten unterhalb der Zwerchfellkontur und im Bereich der Abgänge der großen Gefäße der elliptischen Form anzupassen. Schließlich kann ein weiterer Fehler bei der Ausmessung der Größen l' und b'

zustandekommen. Über den subjektiven Fehler bei der Herzvolumenbestimmung geben Untersuchungen von AXEN, LINDGREN, MALMSTROEM und MEYTHALER Aufschluß, die mehrmalige Herzvolumenbestimmungen aus demselben Röntgenbild vornehmen ließen (Tab. 1).

Autor	Methode	Fehlergröße
AXEN, LINDGREN, MALMSTROEM (zit.60)	Ausmessung des Herzschattens auf demselben Röntgenbild durch drei verschiedene Untersucher	Variationsbreite: +1%
MEYTHALER (72)	Doppelbestimmung der Herzmaße auf demselben Röntgenbild durch den gleichen Untersucher	mittl.Abweichung +1,44% (+0,19 - +3,33%)
MEYTHALER (72)	Doppelbestimmung der Herzmaße auf demselben Röntgenbild durch zwei verschiedene Untersucher	mittl.Abweichung: +2,28% (+0,71 - +3,75%)

Tab. 1. Größe des subjektiven Fehlers bei der Herzvolumenbestimmung (Methode: Vergleich derselben Röntgenbilder bei der gleichen Vp.)

Vergleicht man verschiedene Röntgenbilder unter gleichgehaltenen Aufnahmebedingungen, dann werden neben den subjektiven die bereits genannten Fehler, z.B. durch kurzfristige Herzvolumenschwankungen, andere Atemlage und Aufnahmen bei unterschiedlicher Herzphase, ins Spiel kommen (Tab. 2).

Autor	Herzvolumenberechnung auf verschied. Röntgenbildern bei derselben Vp. unter möglichst gleichen Bedingg.	Fehlergröße
MUSSHOFF, REINDELL (73)	Mehrfachbestimmungen bei je 10 Herzgesunden u. -kranken (3-6mal), gleiche Atemphase, unabhängig von d. Herzaktion	unter 3-3,5% (Schwank.br.: 2,2-9,1%)
AXEN, LINDGREN, MALMSTROEM (zit.60)	Doppelbestimmungen an 27 Gesunden	3,3%
LIND (zit.60)	Doppeluntersuchung b. Kindern	2,73%
KAHLSTORF (51)	Doppelbestimmung	unter 5%
LILJESTRAND u. Mitarb. (63)	Doppelbestimmung	4,7%

Tab. 2. Größe des Gesamtfehlers bei der Herzvolumenberechnung
(Methode: Vergleich verschiedener Röntgenbilder bei derselben
Vp. unter gleichen Aufnahmebedingungen)

Bei den vorliegenden Versuchen wurde stets die gleiche Herz-
phase eingehalten und auf der Höhe der Systole belichtet, um
Fehler auszuschließen, welche durch Aufnahmen zustandekommen,
die zu verschiedenen Zeitpunkten der Herzaktion ausgelöst
werden. Im Vergleich zu den aufgeführten Fehlern der Tab. 2
sind diejenigen Fehler gering, die nur bei unseren Versuchs-
bedingungen auftraten; der durchschnittliche Fehler betrug bei
der Mittelung der drei $\bar{y}$ 0,2% (0% bis $\pm 0,5\%$) (s. S. 29), bei
Nichtberücksichtigung der "projektiven Vergrößerung" von y'
0,12% (0% bis $\pm 0,5\%$) (s. S. 29).

Der mittlere Gesamtfehler der vorliegenden Herzvolumenbe-
stimmungen, der auf $\pm 3\%$ geschätzt wurde, liegt mithin inner-
halb der Größenordnung der Werte der Literatur.

2. 6. 3. Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit

Die Genauigkeit der Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit (PWG) ist durch die Vereinfachung bei der Ermittlung der sie bedingenden Größen gegeben (83). Bei der Bestimmung der PWG nach Belastung spielt die saubere Registrierung der Pulskurve eine besondere Rolle.

Sowohl FRANK, WEZLER und BÖGER als auch BROEMSER und RANKE hatten darauf hingewiesen, daß bei der Bestimmung der PWG die funktionelle Länge des Windkessels bedeutsam sei. Während sich die ersteren Autoren für die Berechnung der PWG auf einen punktförmigen Windkessel einigten, nahmen die beiden letzteren einen solchen von unendlicher Länge an. Beide Annahmen bedeuten jedoch eine theoretische Vereinfachung bei der Berechnung der PWG, da, wie spätere Untersuchungen zeigten, die für die PWG wirksame Länge des Windkessels zwischen diesen beiden Annahmen liegt (83).

Eine weitere Vereinfachung liegt ferner in der Berechnung der PWG aus der zeitlichen Verspätung des Femoralispulses gegenüber dem Carotispuls. Denn die Pulswellengeschwindigkeit ist, wie RANKE zeigen konnte, am Fußpunkt der Pulskurve stets höher als deren Wert zum Zeitpunkt des steilsten Anstiegs der Pulskurve, auf den nach dem Vorschlag von FRANK die Pulsverspätung bezogen werden sollte.

Die Bestimmung der Arterienlänge nach der von uns benutzten Methode dürfte auch bei genauester Messung mit einiger Unsicherheit behaftet sein. So geben MELLEROWICZ diesen Fehler mit ca. 2%, KAPAL, MARTINI und WETTERER mit ca. 5% und ZISSLER mit ca. 2-8% an. Der maximale Gesamtfehler bei der Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit wird von ZISSLER auf etwa 15-20% geschätzt; der mittlere Gesamtfehler dürfte wesentlich niedriger liegen (70, 83, 117).

Wie schon erwähnt, treten in manchen Fällen Schwierigkeiten auf, brauchbare Pulskurven unmittelbar nach Arbeitsende zu erhalten. Wir konnten jedoch durch graphische Ermittlung der PWG aus ihrer Abhängigkeit von der Pulsfrequenz und durch Bestimmung einer Regressionsgeraden für jede einzelne Vp. brauchbare mittlere Werte erhalten. Auch die PWG sehr hoher Frequenzen konnten aus der Regressionsgeraden extrapoliert werden. Der durch diese Bestimmung gegebene Fehler dürfte bei Auswertung geeigneter Pulskurven kaum größer sein. Die von uns benutzten Größen der PWG sind mithin nicht als Absolutwerte anzusehen. Jeoch dürfte unser Vorgehen gerechtfertigt sein im Hinblick auf die Tatsache, daß verschiedene Autoren (vgl. Tab. 3 und Abb. 15) Absolutwerte der Pulswellengeschwindigkeit unter Ruhebedingungen fanden, die den unsrigen entsprachen.

Autoren	Ruhewerte der PWG in der Aorta
Wezler u. Standl (1936)	8,2 m/sec
Meurer u. Herzog (1939)	5,5 m/sec
Mellerowicz (1956)	6,5 m/sec
Gauer(1960)	5,0 m/sec

Tab. 3. Ergebnisse der Pulswellengeschwindigkeitsbestimmung verschiedener Autoren.

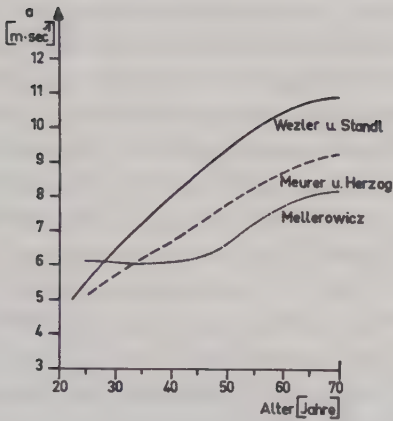


Abb. 15. Altersabhängigkeit der Pulswellengeschwindigkeit (aus MELLEROWICZ) (70).

2. 6. 4. Blutdruckmessung

Die Messung des Blutdrucks mit der Manschettenmethode nach RIVA-ROCCI und VON RECKLINGHAUSEN ergibt systolische Druckwerte, die um durchschnittlich 5-10 mm Hg über den intra-vasal gemessenen Werten liegen (70, 83, 116). Bei der Bestimmung der Blutdruckamplitude können sich somit Fehler ergeben, die nach BÜGER 10-30%, nach WEZLER 10-15% und nach ZISSLER 20% betragen können (70, 116, 117).

2. 6. 5. Schlagvolumenbestimmung

Wie sich aus der benutzten Formel zur Errechnung des Schlagvolumens ergibt, gehen in diese mehrere Werte, wie die Blutdruckamplitude, der Aortenquerschnitt, die Systolen-, Diastolen- und Pulsdauer, sowie die Pulswellengeschwindigkeit und

ein konstanter Faktor ein. Bei einigen dieser Werte ergeben sich, wie bereits gezeigt, Fehler bei ihrer Bestimmung. Auch die Ermittlung des Aortenquerschnittes läßt sich nicht individuell vornehmen; man ist daher auf die Verwendung der Tabelle von SUTER angewiesen, in welcher der Aortenquerschnitt in Abhängigkeit vom Alter aufgetragen ist. Der mittlere Fehler bei dieser Bestimmung dürfte (nach WEZLER und BÖGER) $\pm 15\%$ betragen (117). Die in die Formel eingehende Blutdruckamplitude sollte definitionsgemäß in der Aorta gemessen sein. Da der Blutdruck jedoch in der A. brachialis und nicht in der Aorta gemessen wird, entspricht, wie BÖGER, BROEMSER und HÜRTHLE gezeigt haben, der systolische Wert in der a. brachialis etwa demjenigen in der Aorta, während der diastolische Wert etwas unter demjenigen der Aorta liegt (83).

Aus der Formel für das Schlagvolumen von BROEMSER und RANKE ist abzuleiten, daß die Änderung des Schlagvolumens in erster Linie von der Blutdruckamplitude abhängt. Schon H. STRAUB und A. MÜLLER zeigten, daß das Verfahren der Blutdruckmessung nach RIVA-ROCCI und VON RECKLINGHAUSEN an einer peripheren Arterie nur bedingt auf die Verhältnisse in der Aorta übertragen werden darf.

Um die prinzipiellen Fehler bei der Schlagvolumenbestimmung zu berücksichtigen, haben BROEMSER und RANKE ihre Formel mit einem Korrekturfaktor Z versehen. Dieser Faktor ist berechnet für eine Systolendauer von 0,25 sec. Bei sehr hohen und sehr niedrigen Schlagfrequenzen, bei denen die Systolendauer erheblich von dem obigen Wert abweicht (bei unseren Versuchen von -16% bis $+28\%$), vermag dieser Faktor natürlich die Fehler nicht mehr voll zu kompensieren.

Unter Berücksichtigung sämtlicher möglicher Fehler, die sich in Abhängigkeit von weiteren Kreislaufgrößen sowohl addieren als auch subtrahieren können, gelangt man zu dem Ergebnis,

daß die Bestimmung des Schlagvolumens keine Absolutwerte liefern kann. Diese Ansicht wird auch durch die große Streubreite der von verschiedenen Autoren ermittelten Schlagvolumenwerte nahegelegt, auf die im Zusammenhang mit unseren Ergebnissen noch eingegangen werden soll. Wir haben daher unsere Untersuchungen in diesem Bereich auf die Änderungen der Schlagvolumenwerte gerichtet, wobei ein Teil der Fehler unberücksichtigt bleiben kann.

2. 6. 6. Q_{Vm} -Wert

Der Q_{Vm} -Wert nach BLASIUS gibt das Verhältnis zwischen dem Herzminutenvolumen in Ruhe und unter Belastung an. Dieses Verfahren einer relativen Größenbestimmung ermöglicht es, einen großen Teil der Fehler auszuschließen, die sich bei Anwendung der Formel zur Schlagvolumenberechnung nach BRÖMSER u. RANKE ergeben, indem die Blutdruckamplitude als Maß für das Schlagvolumen gesetzt wird. Andererseits ist diese vereinfachende Maßnahme unter hohen Belastungen nur mit Einschränkung gültig; BLASIUS weist darauf hin, daß der Q_{Vm} -Wert nur bei niedrigen bis mittleren Belastungen exakte Aussagen ermöglicht. Der mittlere Gesamtfehler dürfte bei Berücksichtigung gewisser Kompensationsmöglichkeiten höchstens 10-15% betragen (9, 10).

2. 6. 7. Änderung der Versuchssituation in ihrer Wirkung auf die Herzfrequenz

Bei der Auswertung aller funktionellen Kreislaufwerte zeigte es sich, daß der stärkste Anstieg beim Übergang von Ruhe zu einer Belastung von 50 Watt zu beobachten war, und weiter, daß die Werte bei einer Belastung von 150 Watt im Vergleich zu denen bei 100 und 200 Watt auffallend niedrig ausfielen.

Um die möglichen Ursachen dieser Befunde zu klären, führten wir eine zweite Versuchsserie durch: Sechs Vp. (1 Wenig-Trainierter und 5 Untrainierte), die sich auch bei der ersten Versuchsserie zur Verfügung gestellt hatten, wurden ein halbes Jahr später den gleichen Versuchsbedingungen wie bei den ersten Versuchen unterworfen, jedoch unter Verzicht auf die röntgenologische Herzvolumenbestimmung. Es wurde jeweils nur die Herzfrequenz bestimmt, weil das Verhalten dieser Größe als brauchbares Maß für den Sympathikotonus anzusehen ist.

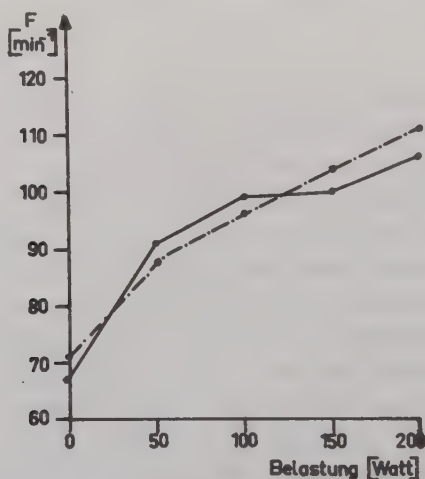


Abb. 16. Verhalten der Herzfrequenz von 6 Vp. (1 Wenig-Trainierter, 5 Untrainierte) unter steigenden Belastungen bei der ersten Versuchsserie (durchgezogene Linie) und bei der zweiten Versuchsserie ohne röntgenologische Herzvolumenbestimmung (strichpunktierte Linie).

In beiden Versuchsserien wurden die Ruhewerte frühestens 10 Minuten nach absoluter Ruhelage auf dem Ergometertisch gemessen. Bei den Hauptversuchen war für die Vp. noch eine zusätzliche Ruhezeit von ca. 20 Minuten gegeben, während der

Anamnese und klinischer Befund erhoben wurden. Dieses dürfte der Grund für die etwas erhöhte Ruheherzfrequenz der Vp. bei der zweiten Versuchsserie sein, weil hierbei die Erhebung von Anamnese und Befund entfiel. Da es aber weniger auf die absoluten Zahlen als vielmehr auf den Verlauf der Herzfrequenz unter steigenden Belastungen ankommt, ist beim Vergleich der Kurven in Abb. 16 folgendes von Bedeutung:

1. Der Anstieg der Herzfrequenz beim Übergang von Ruhe zu einer Belastung von 50 Watt ist im zweiten Versuch nicht so ausgeprägt wie im ersten.
2. Bei höheren Belastungen steigt die im Kontrollversuch gemessene Herzfrequenz gleichmäßig an im Gegensatz zu deren ungleichmäßigem Anstieg unter den Bedingungen der ersten Versuchsserie.

Es ist offensichtlich von Bedeutung, ob die Vp. zum ersten Mal am Ergometer belastet wird oder zum wiederholten Male; denn das Treten der Pedale und die genaue Einhaltung der Arbeitsfrequenz fordert bei der ersten noch ungewohnten Belastungsprobe eine vergleichsweise größere Aufmerksamkeit, die sich in einer stärkeren Erregung des Sympathikotonus, d.h. einer höheren Herzfrequenz ausdrückt. Der weniger starke Anstieg der Pulsfrequenz in der zweiten Versuchsserie ist daher als eine Art Lerneffekt zu deuten. Eine erhebliche psychische Beeinflussung dürfte auch die Anwendung röntgenologischer Methoden darstellen. Da das Herzvolumen nur bei Belastungen von 100 und 200 Watt, nicht aber bei 150 Watt gleichzeitig mit den funktionellen Kreislaufwerten bestimmt wurde, ist der unregelmäßige Anstieg der Herzfrequenz bei den Hauptversuchen auf eine relative Erhöhung des Sympathikotonus bei Belastungen von 100 und 200 Watt zurückzuführen; im einzelnen sind sehr wahrscheinlich die erhöhte Konzentration infolge Breischluckens und richtiger Atemtechnik sowie die Erwartung des "Röntgenschusses" maßgebend.

3. Zusammenstellung der gemessenen und errechneten Kreislaufgrößen sowie deren statistische Auswertungsmethoden

3. 1. Abkürzungen in den Tabellen

Alt.	:	Alter in Jahren
Gr.	:	Körpergröße in cm
Gew.	:	Körpergewicht in kp
HV_{MR}	:	Herzvolumen nach MUSSHOF-REINDELL in cm^3
HV_{RK}	:	Herzvolumen nach ROHRER-KAHLSTORF in cm^3
HV/kp	:	relatives Herzvolumen in cm^3 pro kg
F	:	Herzfrequenz in min^{-1}
RR	:	Blutdruck (A.brach.) in mm Hg
Δp	:	Blutdruckamplitude in mm Hg
a	:	Pulswellengeschwindigkeit in cm pro sec
V_S	:	Herzschlagvolumen in ml
V_M	:	Herzminutenvolumen in ml
V_M/kp	:	relatives Herzminutenvolumen in ml pro kp
Q_{Vm}	:	Herzminutenvolumenquotient
R_{Ex}	:	R-Vektor im Extremitäten-EKG
T_{Ex}	:	T-Vektor im Extremitäten-EKG
R_{Br}	:	R-Vektor im Brustwand-EKG
T_{Br}	:	T-Vektor im Brustwand-EKG
Ri.	:	Richtung der EKG-Vektoren in Winkelgraden
Grö.	:	Größe der EKG-Vektoren in mV

3. 2. Tabellarische Erfassung der gemessenen und errechneten Kreislaufgrößen

Tabelle 4a, Teil I (Belastung: 000 Watt)

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe A</u>											
03 M.H.	20	189	96,0	1072	1100	11,19	066	115/090	25	485	044,9
04 B.F.	20	187	94,3	1049	1056	11,11	060	130/100	30	585	039,1
05 R.P.	19	185	79,3	0897	0911	11,32	057	130/100	30	568	047,2
07 G.L.	18	179	72,5	0785	0792	10,82	070	110/080	30	480	055,9
09 H.M.	23	179	70,7	0767	0802	10,83	062	140/100	40	510	062,2
11 D.S.	20	194	83,4	0918	0940	11,01	065	140/110	30	625	038,4
14 B.R.	28	191	81,2	0819	0840	10,08	050	130/095	35	700	045,9
15 K.J.	30	195	93,0	1019	1039	10,94	062	130/100	30	555	051,1
16 R.D.	21	189	77,9	0840	0870	10,79	063	140/100	40	555	057,5
18 T.S.	22	187	76,7	0713	0717	09,30	063	120/090	30	575	048,3
19 B.R.	23	167	69,3	0676	0701	09,76	060	115/085	30	530	046,8
20 W.W.	18	172	74,2	0753	0766	10,15	060	120/090	30	500	048,7
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	22	180	61,3	0576	0595	09,40	064	110/090	20	525	031,5
10 K.Z.	19	170	73,0	0705	0718	09,66	061	110/090	20	490	033,7
12 H.R.	21	167	70,8	0686	0693	09,70	051	120/085	35	520	053,7
13 U.P.	18	175	68,3	0672	0686	09,85	076	120/090	30	485	051,6
22 M.A.	25	184	88,0	0774	0783	08,79	069	120/090	30	625	044,0

Tabelle 4b, Teil I (Belastung: 050 Watt)

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV MR	HV RK	HV/kp	F	RR	p	a	VS
<u>Gruppe A</u>											
03 H.H.	--	--	--	--	--	--	079	120/080	40	500	066,7
04 B.F.	--	--	--	--	--	--	082	130/100	30	580	043,5
05 R.P.	--	--	--	--	--	--	066	140/100	40	610	052,9
07 G.L.	--	--	--	--	--	--	076	110/090	20	480	037,7
09 H.M.	--	--	--	--	--	--	083	140/110	30	620	041,5
11 D.S.	--	--	--	--	--	--	096	150/100	50	625	076,0
14 B.R.	--	--	--	--	--	--	065	130/080	50	700	070,5
15 K.J.	--	--	--	--	--	--	074	135/090	45	555	082,5
16 R.D.	--	--	--	--	--	--	090	150/100	50	610	068,5
18 T.S.	--	--	--	--	--	--	088	130/100	30	615	052,1
19 B.R.	--	--	--	--	--	--	067	125/095	30	520	048,2
20 W.W.	--	--	--	--	--	--	074	140/090	50	525	078,4
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	--	--	--	--	--	--	074	130/080	50	590	072,8
10 K.Z.	--	--	--	--	--	--	075	110/075	35	550	056,6
12 H.R.	--	--	--	--	--	--	085	140/100	40	630	057,5
13 U.P.	--	--	--	--	--	--	080	130/090	40	520	062,5
22 M.A.	--	--	--	--	--	--	092	130/090	40	810	046,4

Tabelle 4c, Teil I (Belastung: 100 Watt)

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe A</u>											
03 H.H.	--	--	--	1131	1187	--	082	120/070	50	510	083,9
04 B.F.	--	--	--	1001	1023	--	088	150/110	40	580	055,8
05 R.P.	--	--	--	0912	0925	--	075	150/110	40	650	051,2
07 G.L.	--	--	--	0760	0768	--	094	110/090	20	480	035,6
09 H.M.	--	--	--	0780	0806	--	085	150/100	50	630	068,8
11 D.S.	--	--	--	0934	0954	--	102	160/100	60	625	088,0
14 B.R.	--	--	--	0818	0830	--	083	140/085	55	700	074,0
15 K.J.	--	--	--	1085	1112	--	083	140/090	50	555	095,0
16 R.D.	--	--	--	0786	0834	--	093	160/095	65	615	090,5
18 T.S.	--	--	--	0701	0722	--	097	140/090	50	660	081,3
19 B.R.	--	--	--	0673	0680	--	085	135/090	45	475	074,8
20 W.W.	--	--	--	0769	0781	--	088	150/090	60	550	088,4
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	--	--	--	0615	0631	--	085	130/080	50	620	078,8
10 K.Z.	--	--	--	0748	0770	--	080	130/080	50	580	078,1
12 H.R.	--	--	--	0650	0674	--	092	150/100	50	655	068,0
13 U.P.	--	--	--	0739	0739	--	098	135/080	55	675	073,1
22 M.A.	--	--	--	0827	0847	--	105	140/095	45	910	044,4

Tabelle 4d, Teil I (Belastung: 150 Watt)

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe A</u>											
03 H.H.	--	--	--	--	--	--	085	120/070	50	520	078,9
04 B.F.	--	--	--	--	--	--	096	150/110	40	579	056,7
05 R.P.	--	--	--	--	--	--	085	155/100	55	695	065,1
07 G.L.	--	--	--	--	--	--	095	110/090	20	480	034,8
09 H.M.	--	--	--	--	--	--	083	155/110	45	620	062,1
11 D.S.	--	--	--	--	--	--	103	150/100	50	625	074,4
14 B.R.	--	--	--	--	--	--	085	150/090	60	700	081,5
15 K.J.	--	--	--	--	--	--	085	140/080	60	555	115,0
16 R.D.	--	--	--	--	--	--	098	165/100	65	625	085,4
18 T.S.	--	--	--	--	--	--	099	150/095	55	660	089,2
19 B.R.	--	--	--	--	--	--	086	135/080	55	470	087,4
20 W.W.	--	--	--	--	--	--	085	145/085	60	545	089,5
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	--	--	--	--	--	--	097	130/080	50	590	067,8
10 K.Z.	--	--	--	--	--	--	093	120/070	50	490	076,4
12 H.R.	--	--	--	--	--	--	090	150/100	50	645	068,2
13 U.P.	--	--	--	--	--	--	100	140/080	60	690	079,4
22 M.A.	--	--	--	--	--	--	103	150/085	65	890	069,6

Tabelle 4e, Teil I (Belastung: 200 Watt)

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	$\Delta V/kp$	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe A</u>											
03 H.H.	--	--	--	1031	1072	--	092	130/090	40	530	060,5
04 B.F.	--	--	--	1047	1060	--	100	160/110	50	580	070,0
05 R.P.	--	--	--	0921	0928	--	087	160/100	60	700	070,9
07 G.L.	--	--	--	0710	0716	--	102	120/090	30	480	051,2
09 H.M.	--	--	--	0756	0790	--	098	160/110	50	700	063,4
11 D.S.	--	--	--	0895	0905	--	105	150/100	50	625	074,4
14 B.R.	--	--	--	0836	0856	--	083	150/080	70	700	094,0
15 K.J.	--	--	--	1080	1098	--	090	150/090	60	555	117,0
16 R.D.	--	--	--	0790	0834	--	102	165/100	65	635	085,0
18 T.S.	--	--	--	0675	0681	--	102	150/090	60	770	079,2
19 B.R.	--	--	--	0604	0631	--	090	150/090	60	465	098,1
20 W.W.	--	--	--	0798	0822	--	093	160/095	65	560	089,0
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	--	--	--	0591	0597	--	103	140/080	60	605	082,5
10 K.Z.	--	--	--	0709	0725	--	100	140/090	50	620	070,9
12 H.R.	--	--	--	0645	0675	--	094	150/100	50	660	068,1
13 U.P.	--	--	--	0664	0679	--	105	140/080	60	730	076,0
22 M.A.	--	--	--	0786	0793	--	107	145/080	65	920	063,5

Tabelle 4a, Teil I (Belastung: 000 Watt), Fortsetzung

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	VS
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	22	175	67,5	0717	0736	10,61	070	120/070	50	515	078,8
30 P.K.	23	194	87,7	1068	1104	12,18	043	115/070	45	580	064,4
31 K.S.	22	173	71,3	0714	0718	10,01	064	130/105	25	525	033,8
32 M.H.	23	179	74,0	0595	0603	08,04	082	125/100	25	525	037,3
39 B.B.	25	181	76,1	0692	0727	09,09	067	120/100	20	610	029,4
40 U.S.	23	182	63,8	0748	0746	11,71	080	130/090	40	620	052,9
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	30	168	61,5	0632	0632	10,29	070	120/100	20	575	033,6
17 J.W.	25	180	63,9	0593	0610	09,30	055	110/090	20	600	028,7
23 R.S.	24	170	62,7	0693	0720	11,04	063	120/100	20	515	031,5
25 D.G.	22	170	71,0	0652	0666	09,19	065	140/100	40	625	051,7
26 L.K.	22	173	68,5	0620	0656	09,06	050	120/090	30	455	053,1
27 N.J.	21	180	71,0	0710	0702	10,00	075	130/085	45	545	059,4
28 G.W.	23	169	62,5	0501	0512	08,02	075	110/080	30	435	057,2
29 W.S.	24	171	70,0	0569	0571	08,12	070	120/090	30	465	050,8
36 R.S.	23	184	95,5	0820	0850	08,59	055	140/100	40	565	064,5
37 M.S.	23	178	63,5	0570	0574	08,98	076	110/085	25	580	036,1

Tabelle 4b, Teil I (Belastung: 050 Watt), Fortsetzung

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	--	--	--	--	--	--	085	130/070	60	515	096,7
30 P.K.	--	--	--	--	--	--	066	120/080	40	600	067,4
31 K.S.	--	--	--	--	--	--	091	150/110	40	575	049,8
32 M.H.	--	--	--	--	--	--	112	135/100	35	540	051,5
39 B.B.	--	--	--	--	--	--	100	140/110	30	750	037,9
40 U.S.	--	--	--	--	--	--	110	130/090	40	670	055,3
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	--	--	--	--	--	--	083	130/100	30	575	049,0
17 J.W.	--	--	--	--	--	--	064	125/090	35	600	051,6
23 R.S.	--	--	--	--	--	--	092	140/095	45	515	078,0
25 D.G.	--	--	--	--	--	--	098	150/090	60	625	085,4
26 L.K.	--	--	--	--	--	--	073	130/080	50	530	077,7
27 N.J.	--	--	--	--	--	--	112	150/090	60	665	079,9
28 G.W.	--	--	--	--	--	--	102	135/080	55	585	076,0
29 W.S.	--	--	--	--	--	--	092	130/085	45	525	070,0
36 R.S.	--	--	--	--	--	--	075	150/095	55	520	098,5
37 M.S.	--	--	--	--	--	--	098	125/100	25	685	032,3

Tabelle 4c, Teil I (Belastung: 100 Watt), Fortsetzung

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	P	a	V _S
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	--	--	--	0670	0688	--	094	140/070	70	515	114,2
30 P.K.	--	--	--	1100	1140	--	082	130/075	55	610	089,4
31 K.S.	--	--	--	0689	0684	--	099	150/110	40	590	047,3
32 M.H.	--	--	--	0572	0589	--	115	140/095	45	540	062,1
39 B.B.	--	--	--	0684	0713	--	107	140/110	30	780	036,9
40 U.S.	--	--	--	0758	0758	--	117	150/095	55	680	071,8
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	--	--	--	0587	0588	--	088	130/100	30	575	048,5
17 J.W.	--	--	--	0605	0616	--	074	130/090	40	600	060,6
23 R.S.	--	--	--	0713	0732	--	095	150/100	50	515	087,5
25 D.G.	--	--	--	0681	0685	--	103	150/090	60	625	082,6
26 L.K.	--	--	--	0632	0675	--	085	140/080	60	570	085,5
27 N.J.	--	--	--	0745	0740	--	125	160/090	70	705	095,5
28 G.W.	--	--	--	0534	0536	--	108	140/080	60	615	075,0
29 W.S.	--	--	--	0568	0587	--	096	140/085	55	585	078,3
36 R.S.	--	--	--	0832	0850	--	078	155/085	70	515	122,9
37 M.S.	--	--	--	0578	0584	--	105	140/100	40	720	048,0

Tabelle 4d, Teil I (Belastung: 150 Watt), Fortsetzung

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV _{MR}	HV _{RK}	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	--	--	--	--	--	--	100	140/070	70	515	111,9
30 P.K.	--	--	--	--	--	--	074	130/070	60	605	097,6
31 K.S.	--	--	--	--	--	--	099	150/100	50	590	059,1
32 M.H.	--	--	--	--	--	--	115	135/095	40	540	055,2
39 B.B.	--	--	--	--	--	--	110	150/110	40	790	047,5
40 U.S.	--	--	--	--	--	--	117	150/090	60	680	078,2
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	--	--	--	--	--	--	093	130/100	30	575	046,9
17 J.W.	--	--	--	--	--	--	080	120/080	40	600	060,2
23 R.S.	--	--	--	--	--	--	098	150/095	55	515	091,3
25 D.G.	--	--	--	--	--	--	103	140/090	50	625	068,9
26 L.K.	--	--	--	--	--	--	084	155/090	65	565	092,5
27 N.J.	--	--	--	--	--	--	118	150/085	65	685	088,5
28 G.W.	--	--	--	--	--	--	108	150/085	65	615	081,5
29 W.S.	--	--	--	--	--	--	102	150/080	70	605	092,0
36 R.S.	--	--	--	--	--	--	082	155/090	65	505	113,5
37 M.S.	--	--	--	--	--	--	100	135/095	40	695	051,5

Tabelle 4e, Teil I (Belastung: 200 Watt), Fortsetzung

Vp.	Alt.	Gr.	Gew.	HV MR	HV RK	HV/kp	F	RR	p	a	V _S
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	--	--	--	0702	0732	--	110	140/070	70	515	114,0
30 P.K.	--	--	--	1057	1072	--	083	140/075	65	615	104,9
31 K.S.	--	--	--	0650	0655	--	110	170/110	60	610	068,6
32 M.H.	--	--	--	0597	0591	--	125	150/095	55	545	072,6
39 B.B.	--	--	--	0648	0672	--	115	160/110	50	810	058,9
40 U.S.	--	--	--	0716	0716	--	122	150/085	65	690	082,6
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	--	--	--	0593	0620	--	092	130/090	40	575	062,5
17 J.W.	--	--	--	0594	0614	--	090	140/090	50	600	076,6
23 R.S.	--	--	--	0706	0715	--	102	160/095	65	515	108,0
25 D.G.	--	--	--	0585	0600	--	107	160/090	70	625	097,5
26 L.K.	--	--	--	0626	0625	--	098	160/090	70	610	088,5
27 N.J.	--	--	--	0745	0743	--	117	150/090	60	680	080,8
28 G.W.	--	--	--	0482	0488	--	117	160/080	80	665	081,5
29 W.S.	--	--	--	0586	0599	--	102	160/085	75	605	098,6
36 R.S.	--	--	--	0824	0836	--	086	150/090	60	500	107,7
37 M.S.	--	--	--	0608	0616	--	110	150/095	55	745	070,1

Tabelle 4a, Teil II (Belastung: 000 Watt)

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
Gruppe A											
03 H.H.	02960	030,8	--	74	12,5	30	2,9	043	14,0	-152	10,5
04 B.F.	02350	024,9	--	58	13,0	36	4,3	-174	19,0	-170	06,0
05 R.P.	02690	033,9	--	90	17,0	54	5,0	040	14,0	-151	08,5
07 G.L.	03910	053,9	--	12	05,0	42	3,4	-150	01,2	-154	06,5
09 H.M.	03860	054,6	--	72	11,0	16	2,7	-160	13,0	-160	08,5
11 D.S.	02490	029,9	--	75	09,5	43	2,1	030	06,0	-136	05,9
14 B.R.	02300	028,3	--	70	11,3	50	6,5	+180	03,0	-146	12,0
15 K.J.	03170	034,1	--	28	13,0	18	4,5	-162	24,0	-151	17,0
16 R.D.	03520	045,2	--	50	13,0	29	4,1	-157	27,0	-149	15,5
18 T.S.	03040	039,6	--	80	21,0	74	3,5	081	05,5	-136	06,2
19 B.R.	02800	040,4	--	67	12,5	30	2,5	-172	23,0	-155	06,0
20 W.W.	02920	039,4	--	56	10,0	30	4,5	052	09,0	-153	12,0
Gruppe B											
01 W.S.	01998	032,6	--	82	16,0	54	5,0	090	09,0	-150	11,0
10 K.Z.	02050	028,1	--	83	13,8	57	4,0	064	07,0	-139	07,5
12 H.R.	02740	038,7	--	40	08,6	14	2,7	150	08,5	-157	07,5
13 U.P.	03920	057,4	--	55	11,0	60	2,0	025	13,5	-153	03,1
22 M.A.	03040	034,5	--	62	15,0	44	4,1	-170	11,0	-155	09,5

Tabelle 4b, Teil II (Belastung: 050 Watt)

Vp.	V _M	V _M /k _p	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
Gruppe A											
03 H.H.	05270	054,9	1,92	73	11,0	22	4,0	039	17,0	-153	11,5
04 B.F.	03570	037,9	1,37	56	14,0	34	4,2	-176	18,5	-171	05,5
05 R.P.	03490	044,0	1,54	86	16,5	52	4,0	048	11,5	-162	05,0
07 G.L.	02860	039,4	0,73	24	04,5	34	3,3	010	01,5	-151	06,0
09 H.M.	03450	048,8	1,01	70	10,0	-19	2,6	106	04,5	-168	05,1
11 D.S.	07300	087,6	2,46	89	09,2	60	2,0	024	05,0	-133	03,7
14 B.R.	04570	056,3	1,86	64	12,5	46	5,5	+180	03,0	-148	10,0
15 K.J.	06100	065,5	1,79	30	13,0	19	4,0	-161	21,0	-151	12,5
16 R.D.	06170	079,3	1,79	51	13,0	32	3,6	-160	25,0	-144	11,5
18 T.S.	04590	059,8	1,39	73	19,0	76	1,9	072	10,0	-142	04,8
19 B.R.	03230	046,6	1,12	78	12,5	30	2,5	-172	20,0	-150	08,0
20 W.W.	05800	078,1	2,05	62	09,5	40	4,0	050	21,0	-162	10,5
Gruppe B											
01 W.S.	05390	087,9	2,89	79	14,5	54	5,0	103	10,0	-156	11,0
10 K.Z.	04250	058,2	2,16	62	09,0	40	4,3	067	05,0	-149	05,0
12 H.R.	04890	069,1	1,90	40	10,0	11	2,5	150	07,0	-144	06,5
13 U.P.	05400	079,1	1,41	48	10,5	60	2,0	-168	09,0	-150	02,9
22 M.A.	04260	048,5	1,78	68	13,0	36	2,5	-166	09,5	-168	05,0

Tabelle 4c, Teil II (Belastung: 100 Watt)

Vp. Gruppe A	V _M	V _M /kp	Q _{VM}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
03 H.H.	06880	071,7	2,49	66	10,0	16	3,0	043	14,0	-150	11,2
04 B.F.	04910	052,1	1,96	58	12,0	38	3,2	+180	18,0	-174	05,0
05 R.P.	03840	048,4	1,75	90	16,0	45	2,6	044	16,5	-158	05,5
07 G.L.	03340	046,0	0,90	51	06,0	30	3,0	018	02,0	-150	04,0
09 H.M.	05850	082,7	1,71	76	09,0	00	2,0	055	09,0	-158	06,3
11 D.S.	08960	107,7	3,14	87	10,0	83	2,1	030	03,5	-132	03,3
14 B.R.	06140	075,5	2,61	76	11,0	65	5,5	090	04,0	-150	06,5
15 K.J.	07870	084,6	2,23	40	09,5	40	2,6	-167	12,0	-142	08,5
16 R.D.	08400	107,9	2,40	63	13,5	39	3,2	-176	20,0	-136	08,0
18 T.S.	07830	102,7	2,56	78	19,0	70	1,5	064	12,0	-136	05,4
19 B.R.	06350	091,6	2,13	86	13,0	30	2,5	-176	14,0	-150	06,0
20 W.W.	07860	106,0	2,94	76	12,5	50	3,0	064	22,0	-160	09,5
<u>Gruppe B</u>											
01 W.S.	06700	109,2	3,32	85	16,5	72	4,5	072	12,5	-150	06,0
10 K.Z.	06250	085,6	3,34	88	11,0	56	4,5	102	02,6	-144	06,0
12 H.R.	06260	088,5	2,58	40	09,0	32	1,5	143	07,0	-150	05,5
13 U.P.	07160	104,9	2,36	70	12,0	63	1,0	150	01,0	-150	01,8
22 M.A.	04660	053,0	2,28	75	13,0	42	2,1	172	05,0	-160	03,2

Tabelle 1d, Teil II (Belastung: 150 Watt)

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
Gruppe A				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
03 H.H.	06700	069,8	2,58	73	11,0	30	3,5	041	16,0	-153	10,0
04 B.F.	05210	055,3	2,14	62	12,5	34	2,5	+180	18,0	-167	04,5
05 R.P.	05540	069,9	2,14	90	15,0	45	2,2	040	13,0	-158	05,5
07 G.L.	03310	045,7	0,91	42	04,4	41	2,6	052	01,5	-156	03,7
09 H.M.	05160	073,1	1,51	77	10,5	-19	2,2	-174	06,5	-160	06,3
11 D.S.	07660	092,0	2,64	77	08,5	75	1,8	027	06,2	-142	05,1
14 B.R.	06930	085,4	2,92	69	12,5	60	5,0	073	04,0	-145	07,5
15 K.J.	09760	105,0	2,74	30	10,5	30	3,5	-163	12,0	-146	08,5
16 R.D.	08360	107,3	2,53	50	12,5	36	3,0	-166	24,0	-137	08,5
18 T.S.	08830	115,1	2,67	81	18,0	78	1,2	070	12,0	-134	03,2
19 B.R.	07510	108,6	2,63	72	12,0	30	1,7	178	12,0	-150	05,5
20 W.W.	07600	102,3	2,83	62	10,5	40	3,7	068	14,0	-160	10,5
Gruppe B											
01 W.S.	06556	106,9	3,79	82	14,0	48	3,1	077	09,5	-150	07,5
10 K.Z.	07100	097,2	3,84	77	10,0	60	4,0	054	04,9	-142	06,0
12 H.R.	06140	086,7	2,52	58	09,5	24	1,8	129	05,0	-150	05,5
13 U.P.	07940	116,1	2,64	47	10,0	63	1,0	+180	10,0	-108	01,2
22 M.A.	07160	081,4	3,24	82	14,0	56	2,5	126	03,5	-156	03,4

Tabelle 4e, Teil II (Belastung: 200 Watt)

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
Gruppe A											
03 H.H.	05570	058,1	2,35	68	12,0	19	4,4	042	15,0	-152	11,0
04 B.F.	07000	074,2	2,78	62	12,5	33	2,2	-179	20,0	-176	03,5
05 R.P.	06170	077,9	3,05	87	13,7	47	2,6	045	11,5	-162	05,0
07 G.L.	05210	072,0	1,47	67	07,0	30	1,8	050	03,0	-156	03,3
09 H.M.	06220	088,0	1,98	74	09,5	-24	2,0	-164	05,0	-163	04,1
11 D.S.	07800	093,6	2,69	80	09,0	62	1,8	037	06,0	-140	03,9
14 B.R.	07800	096,0	3,32	82	12,0	64	4,4	072	04,5	-145	06,5
15 K.J.	10550	113,4	2,90	36	11,0	57	4,5	-163	16,5	-151	08,0
16 R.D.	08670	111,3	2,63	60	11,5	30	1,4	-178	20,0	-136	06,5
18 T.S.	08070	105,2	3,24	83	20,0	90	1,1	052	12,5	-142	03,8
19 B.R.	08740	126,0	2,97	77	12,5	30	1,7	174	15,0	-150	04,5
20 W.W.	08270	111,3	3,36	82	12,5	50	3,0	053	16,0	-150	09,5
Gruppe B											
01 W.S.	08500	138,7	4,75	84	15,0	48	3,1	090	09,0	-150	07,0
10 K.Z.	07090	097,0	4,17	90	11,0	58	3,8	067	04,9	-146	05,5
12 H.R.	06410	090,6	2,64	62	09,0	42	1,9	100	07,0	-150	03,1
13 U.P.	07980	116,9	2,76	50	09,0	90	0,5	-158	09,5	-150	01,2
22 M.A.	06790	077,0	3,36	87	14,0	50	1,0	082	05,0	-162	03,0

Tabelle 4a, Teil II (Belastung: 000 Watt), Fortsetzung

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
Gruppe B											
24 J.H.	05510	081,7	--	70	13,5	60	3,0	-150	05,8	-150	06,4
30 P.K.	02770	031,6	--	46	11,5	50	4,6	176	13,0	-150	08,0
31 K.S.	02160	030,3	--	86	07,5	67	3,7	-153	11,0	-150	08,0
32 M.H.	03060	041,3	--	57	12,5	45	3,1	-159	23,3	-150	07,0
39 B.B.	01970	025,9	--	56	09,0	52	3,2	150	06,2	-153	05,3
40 U.S.	04230	066,4	--	79	14,5	22	1,5	142	07,0	-145	06,5
Gruppe C											
08 G.J.	02350	038,2	--	48	06,5	07	2,5	064	04,5	-150	06,4
17 J.W.	01580	024,7	--	25	10,0	54	5,0	-166	22,0	-155	11,0
23 R.S.	01980	031,6	--	30	12,0	-20	2,6	-166	08,5	-140	09,5
25 D.G.	03360	047,3	--	55	16,0	52	4,3	168	13,0	-153	06,8
26 L.K.	02650	038,7	--	40	13,0	46	3,6	174	14,5	-154	08,0
27 N.J.	04450	062,7	--	36	11,0	38	3,3	-174	14,5	-150	07,0
28 G.W.	04290	068,6	--	62	23,0	60	4,0	-178	19,6	-150	08,5
29 W.S.	03560	050,9	--	70	17,5	60	4,0	140	15,0	-155	04,4
36 R.S.	03550	037,2	--	38	12,5	30	3,5	-163	20,2	-150	11,0
37 M.S.	02740	043,2	--	73	14,8	52	5,6	-161	11,7	-157	08,5

Tabelle 4b, Teil II (Belastung: 050 Watt), Fortsetzung

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	08210	121,8	1,46	70	13,5	60	3,0	-150	03,5	-150	04,1
30 P.K.	04450	050,7	1,36	44	09,5	52	4,1	173	12,0	-150	05,8
31 K.S.	04530	063,6	2,27	87	07,5	56	2,9	-158	09,5	-151	06,5
32 M.H.	05770	078,0	1,93	54	11,5	38	1,5	-160	20,0	-150	03,5
39 B.B.	03790	049,8	2,24	53	07,0	41	1,4	161	06,5	-150	02,4
40 U.S.	06090	095,4	1,37	73	15,5	53	1,3	162	06,5	-133	05,1
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	04140	067,3	1,78	30	03,5	30	1,2	090	02,9	-150	02,9
17 J.W.	03300	051,7	2,04	20	09,0	49	4,3	-168	18,0	-155	10,5
23 R.S.	07190	114,5	3,29	33	10,0	30	1,2	-166	08,5	-136	04,1
25 D.G.	08860	124,9	2,26	67	16,0	60	3,0	-172	12,5	-150	03,6
26 L.K.	05670	082,9	2,43	44	12,5	49	3,1	179	15,0	-150	06,5
27 N.J.	08940	125,9	1,98	16	09,5	43	2,1	-174	15,5	-150	05,8
28 G.W.	07740	123,8	2,49	60	21,5	60	2,0	-178	15,0	-144	05,5
29 W.S.	06440	092,0	1,97	77	16,5	66	2,5	121	11,5	-150	02,4
36 R.S.	07390	077,4	1,88	51	12,2	30	2,9	-170	19,2	-150	08,0
37 M.S.	03160	049,8	1,29	71	14,3	49	3,2	-168	13,0	-168	06,5

Tabelle 4c, Teil II (Belastung: 100 Watt), Fortsetzung

V_p Gruppe B	V_M	V_M/kp	Q_{Vm}	R_{Ex}		T_{Ex}		R_{Br}		T_{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
24 J.H.	10750	159,3	1,88	72	12,5	56	2,3	-154	05,6	-142	03,8
30 P.K.	07320	083,4	2,33	42	09,5	60	4,0	168	13,5	-156	05,5
31 K.S.	04680	065,7	2,47	96	08,0	54	2,7	-170	05,0	-151	05,0
32 M.H.	07140	096,4	2,52	68	11,0	44	0,8	-170	14,0	-130	03,0
39 B.B.	09350	051,9	2,40	55	07,5	38	1,3	170	07,5	-150	03,5
40 U.S.	08400	131,6	2,01	86	15,5	63	0,8	056	11,5	-143	03,1
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	04270	069,5	1,89	42	04,7	10	1,5	060	04,0	-150	03,5
17 J.W.	04490	070,3	2,69	30	09,0	56	4,5	-170	16,0	-158	09,5
23 R.S.	08310	132,7	3,78	56	10,5	-30	1,1	150	08,0	-150	03,5
25 D.G.	08750	123,1	2,38	72	15,0	90	2,0	178	10,0	-138	02,7
26 L.K.	07250	107,3	3,40	49	12,0	46	1,5	170	16,5	-150	03,5
27 N.J.	11950	168,5	2,60	25	09,7	43	2,1	178	11,5	-144	05,3
28 G.W.	08100	129,5	2,88	78	22,5	60	1,0	139	13,0	-132	03,1
29 W.S.	07510	107,3	2,52	79	15,5	90	1,2	114	08,5	-166	01,7
36 R.S.	09580	100,2	2,48	53	12,2	50	3,1	-174	19,1	-150	07,0
37 M.S.	05040	079,4	2,28	72	13,3	49	3,2	-154	14,0	-173	05,2

Tabelle 4d, Teil II (Belastung: 150 Watt). Fortsetzung

Vp.	V _M	V _M /kp	Q _{Vm}	R _{Ex}		T _{Ex}		R _{Br}		T _{Br}	
				Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
<u>Gruppe B</u>											
24 J.H.	11190	165,8	2,00	72	12,5	68	2,5	-150	04,4	-150	04,1
30 P.K.	07220	082,3	2,30	47	10,0	62	3,9	165	11,5	-150	05,3
31 K.S.	05850	082,0	3,09	74	06,0	52	3,0	-145	15,0	-154	05,5
32 M.H.	06350	085,8	2,24	65	11,0	62	1,5	-163	19,5	-150	03,5
39 B.B.	05230	068,7	3,28	48	07,5	38	1,3	175	07,5	-150	03,7
40 U.S.	09150	143,2	2,19	79	14,5	13	0,8	082	07,5	-142	06,4
<u>Gruppe C</u>											
08 G.J.	04360	071,0	1,99	44	04,2	30	1,2	079	02,8	-150	02,9
17 J.W.	04810	075,4	2,91	26	08,5	60	4,0	-172	17,0	-155	09,0
23 R.S.	08940	142,2	4,28	38	09,5	06	0,9	162	08,5	-130	03,1
25 D.G.	07100	100,0	1,98	66	16,5	70	2,7	178	12,0	-146	02,9
26 L.K.	07760	113,2	3,64	49	12,0	60	2,0	178	15,5	-139	05,3
27 N.J.	10450	147,2	2,27	35	09,5	43	2,1	175	09,5	-143	04,9
28 G.W.	08800	140,7	3,12	70	23,0	30	1,2	+180	17,0	-135	03,6
29 W.S.	09390	134,0	3,40	75	14,5	64	2,2	134	13,5	-150	02,1
36 R.S.	09310	097,6	2,42	40	11,5	30	2,6	-169	19,7	-150	07,5
37 M.S.	05150	081,1	2,12	72	13,3	60	3,0	176	08,5	-167	05,7

Tabelle 4e, Teil II (Belastung: 200 Watt), Fortsetzung

Vp.	V _M	V _M /k _p	Q _{VM}	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.	Ri.	Grö.
Gruppe B											
24 J.H.	12520	185,9	2,20	72	11,5	60	2,0	-150	03,5	-136	04,2
30 P.K.	08700	099,1	2,79	42	10,0	55	4,5	173	12,5	-156	05,5
31 K.S.	07550	105,9	4,12	90	07,5	52	3,5	-150	12,0	-153	06,0
32 M.H.	09070	122,5	3,35	68	12,5	59	0,8	+180	12,0	-126	01,9
39 B.B.	06780	089,1	4,29	52	08,0	38	1,3	132	09,5	-156	03,7
40 U.S.	10090	158,0	2,48	86	16,0	56	1,0	074	10,5	-140	03,7
Gruppe C											
08 G.J.	05750	093,5	2,62	38	03,3	30	1,2	104	04,2	-150	02,9
17 J.W.	06900	108,0	4,55	51	08,0	67	3,3	150	09,0	-152	05,5
23 R.S.	11000	175,5	5,26	60	10,5	00	0,3	-168	06,0	-124	03,5
25 D.G.	10420	147,1	2,88	72	16,0	64	2,0	174	11,0	-124	01,7
26 L.K.	08670	126,7	4,57	66	13,5	64	1,8	169	13,0	-131	03,1
27 N.J.	09460	133,2	2,08	42	08,0	46	1,5	160	07,5	-136	04,2
28 G.W.	09540	152,5	4,16	71	22,0	-30	1,0	176	15,6	-135	03,6
29 W.S.	10010	143,2	3,65	69	14,5	60	2,0	138	14,0	-150	01,7
36 R.S.	09260	097,0	2,34	38	12,5	30	2,3	-163	20,2	-150	07,5
37 M.S.	07710	121,5	3,19	69	11,7	60	3,0	-150	09,5	-165	05,5

3. 3. Erläuterungen zu den statistischen Methoden

Zur Erläuterung der folgenden statistischen Ergebnisse werden in Tab. 5 zunächst die bei den Berechnungen benützten Abkürzungen angegeben und anschließend die Prinzipien der Regressions- und Varianzanalyse dargestellt (61, 101).

Abkürzung	Bedeutung
Σ	Summe
$\bar{x}$	arithmetisches Mittel (der Variablen x) einer Stichprobe = $\frac{\Sigma x}{n}$
n	Stichprobenumfang
f	Anzahl der Freiheitsgrade
S	Standardabweichung einer Stichprobe
V	Variationsbreite
p_1, p_2	Irrtumswahrscheinlichkeit 1. Art (gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der die Nullhypothese verworfen wird)
x_i, y_i	Einzelwerte von x bzw. y
F_1	Varianzverhältnis innerhalb der Trainingsgruppen A-C
F_2	Varianzverhältnis innerhalb der Belastungsstufen 0-200 W
r	Korrelationskoeffizient der Stichproben
a	Regressionskonstante (Abschnitt der Regressionsgeraden auf der y-Achse)
b	Regressionskoeffizient der Stichprobe (Steigung der Regressionsgeraden)

Tab. 5. Bedeutung der Abkürzungen, die bei der statistischen Auswertung der Untersuchungsbefunde verwandt wurden.

1. Regressionsanalyse

Die Regressionsanalyse dient der Beurteilung linearer Zusammenhänge. Bei dieser Form der Analyse wird durch eine Reihe von n Punkten, die durch die Werte x_i und y_i festgelegt sind, eine Gerade gelegt mit der Gleichung

$$y_R = bx + a . \quad (1)$$

Für die Gleichung (1) läßt sich der Regressionskoeffizient b nach folgender Formel berechnen:

$$b = \frac{\sum (x_i - \bar{x}) (y_i - \bar{y})}{\sum (x_i - \bar{x})^2} \quad (2)$$

und der Ordinatenabschnitt a aus der Gleichung:

$$a = \bar{y} - b\bar{x} . \quad (3)$$

Der Korrelationskoeffizient r gibt über die Exaktheit der Beziehung Auskunft, wenn diese als linear angenommen wird; dieser wird nach folgender Gleichung berechnet:

$$r = \frac{\sum (x_i - \bar{x}) (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 \sum (y_i - \bar{y})^2}} . \quad (4)$$

Die Standardabweichung der linearen Beziehung ist durch folgende Formel gegeben:

$$S = \frac{1}{n-1} \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} . \quad (5)$$

Um eine Aussage über die Signifikanz der Ergebnisse machen zu können, teilten wir die gefundenen Werte nach der Irrtumswahrscheinlichkeit p in folgende drei Gruppen ein:

Irrtumswahrscheinlichkeit p	Aussagewert der Ergebnisse
5%	Die Ergebnisse sind mit der Nullhypothese vereinbar.
$<5\% > 1\%$	Es besteht ein auffälliger Unterschied zwischen den Ergebnissen und der Nullhypothese.
$\leq 1\%$	Es besteht eine statistische Signifikanz der Ergebnisse.

Für eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% und eine solche von 1% ergeben sich für r aus den Tabellen (61) folgende Werte:

1. Gruppe A

$\begin{matrix} n \\ p \end{matrix}$	12	36	48	60
5%	0,58	0,33	0,29	0,25
1%	0,71	0,43	0,38	0,34

2. Gruppe B

$\begin{matrix} n \\ p \end{matrix}$	11	33	44	55
5%	0,60	0,35	0,30	0,25
1%	0,73	0,45	0,40	0,36

3. Gruppe C

$\begin{matrix} n \\ p \end{matrix}$	10	30	40	50
5%	0,63	0,36	0,31	0,25
1%	0,77	0,47	0,41	0,37

Liegt der Korrelationskoeffizient eines Ergebnisses unter dem oben angegebenen Wert von r bei einem p von 5%, so ist der Unterschied mit der Nullhypothese vereinbar.

2. Einfache Varianzanalyse (F-Test)

Die Varianzanalyse dient einem Vergleich von Mittelwerten, in unserem Fall von

- a. Mittelwerten der einzelnen Belastungsstufen und
- b. Mittelwerten der drei Trainingsgruppen A-C.

Anhand der F-Verteilung (einer theoretischen Verteilung von Quotienten aus Varianzen) wird der Unterschied zweier Varianzen geprüft.

Der F-Wert wird gebildet aus dem Quotienten

$$\frac{MS_{\text{zwischen}}}{MS_{\text{innerhalb}}}$$

Dabei bedeutet:

- MS_{zwischen} = Summe der Abweichungsquadrate der Gruppenmittelwerte um das Gesamtmittel (= "Stichprobenfehler"),
- $MS_{\text{innerhalb}}$ = Summe der Abweichungsquadrate der Einzelwerte um die Gruppenmittelwerte (= "Versuchsfehler").

Der Aussagewert von F_1 und F_2 wird (wie oben schon für r gezeigt) durch die Irrtumswahrscheinlichkeiten p_1 und p_2 angegeben, deren maximaler Wert bei 5% liegt.

3. Die für die Rechnungen verwendeten Computerprogramme

1. Multiple Regressionsanalyse (Iterativ) REGRAN (für TR 4 adaptiert von H. U. KOHR, Psychol. Institut, Gießen, für CD 3300 adaptiert von D. WEISS, RZ Gießen).
2. Varianzanalyse mit Zwei- und Dreifachklassifikation AVAR 23 (nach VELDMANN)
für TR 4 adaptiert und geändert von H. U. KOHR, Psychol. Institut, Gießen, für CD 3300 adaptiert von D. WEISS, RZ Gießen).

3. 4. Erläuterung der in Kap. 4 benutzten Symbole

Punktdarstellungen:

Voll-Trainierte:	○
Wenig- " :	◦
Untrainierte :	.

Kurvendarstellung:

Voll-Trainierte:	—————
Wenig- " :	- - - - -
Untrainierte :	—————

4. Beschreibung und Diskussion der Ergebnisse

4. 1. Herzvolumen

4. 1. 1. Vergleich der modifizierten Methoden zur Herzvolumenbestimmung nach MUSSHOF-REINDELL mit der von ROHRER-KAHLSTORF bei der Auswertung von Herzfernaufnahmen

MUSSHOF-REINDELL haben in folgenden Punkten die Berechnung des Herzvolumens gegenüber ROHRER-KAHLSTORF abgewandelt (51, 73, 97):

1. Die orthodiographische Erfassung der Herzkonturen nach ROHRER-KAHLSTORF ersetzen MUSSHOF-REINDELL durch die Methode der Fernaufnahme. Die dabei erhaltenen Werte reduzierten sie mit einem konstanten Faktor, also unabhängig vom Film-Objektabstand.
2. Die Herzsagittalfläche ermittelten sie nicht mehr planimetrisch, sondern mit Hilfe einer Ellipsenkonstruktion.

Wir bedienten uns ebenfalls der Methode der Fernaufnahme, glichen aber die unter 1 beschriebene Fehlermöglichkeit durch individuelle Korrekturfaktoren weitgehend aus (s.S. 25). Unser Vergleich beschränkt sich also auf das unter 2 genannte unterschiedliche Vorgehen, nämlich entweder Planimetrierung oder Ellipsenkonstruktion.

Nach der ROHRER-KAHLSTORFschen Methode ergaben sich folgende Werte des Herzvolumens der drei Gruppen A-C bei steigenden Belastungen:

Grp		Ruhe	100 W	200 W
A	$\bar{x}$	878	885	866
	V	701-1100	680-1187	631-1098
B	$\bar{x}$	737	748	719
	V	595-1104	589-1140	591-1072
C	$\bar{x}$	649	659	646
	V	512- 850	536- 850	488- 836

$$F_1 = 24,74 \quad p_1 < 0,0001$$

$$F_2 = 0,21 \quad p_2 = 0,8155$$

$$A: b = -0,0587 \quad a = 882 \quad r = -0,0336 \quad n = 36$$

$$B: b = -0,0918 \quad a = 743 \quad r = -0,0568 \quad n = 33$$

$$C: b = -0,0185 \quad a = 653 \quad r = -0,0167 \quad n = 30$$

Tab. 6. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) der Herzvolumina nach ROHRER-KAHLSTORF aller Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und bei steigenden Belastungen (A = Voll-Trainierte (Sportler), B = Wenig-Trainierte, C = Untrainierte).

Zum Vergleich sind in Tab. 7 (S. 79) die Herzvolumina, berechnet nach MUSSHOF-REINDELL, aufgeführt. Sämtliche Mittelwerte nach ROHRER-KAHLSTORF sind größer als die entsprechenden nach MUSSHOF-REINDELL, im gesamten Durchschnitt um 2,36% (absolute Mittelwerte: 876,4 cm³ gegenüber 855,6 cm³). Die Einzelabweichungen liegen zwischen 0% und 5,8%. Abweichungen der Einzelwerte im negativen Sinne mit Herzvolumina nach ROHRER-KAHLSTORF, die kleiner als die nach MUSSHOF-REINDELL gemessenen wären, kommen in unserem Versuchsgut kaum vor.

Ein solcher Vergleich zeigt, daß der Unterschied für die mittleren Herzvolumina, berechnet nach den beiden Methoden, verhältnismäßig gering ist, daß dieser jedoch im Einzelfall

beträchtlich sein kann. GEBHARDT, REINDELL, KÖNIG verglichen bereits früher den Unterschied zwischen beiden Methoden und kamen zu dem Ergebnis, daß dieser nicht größer als 5% ist (34)¹⁾. Ob der von uns festgestellte Unterschied von 2,36% noch größer ausgefallen wäre, wenn wir auch die Abweichungen durch unterschiedliche Aufnahmetechniken (s.S. 76 unter 1) berücksichtigt hätten, ist nicht sicher. In zwei Fällen ist bei unseren Ergebnissen die Differenz größer als 5% (5,1%, 5,8%), insgesamt aber können wir die Ansicht der oben genannten Autoren unter Berücksichtigung der von uns vorgenommenen Modifikation bestätigen. Beide Methoden sind für die praktische Anwendung sehr brauchbar, sie liefern gleich gute relative Ergebnisse, wenn auch die Absolutwerte differieren. Eine Entscheidung darüber, welche Methode vorzuziehen ist, sollte deshalb nach arbeitstechnischen Gesichtspunkten getroffen werden.

Den nun folgenden detaillierten Untersuchungen über das Verhalten der Herzvolumina der Gruppen A-C unter steigenden Belastungen haben wir Werte zugrundegelegt, die in Anlehnung an die Methode nach MUSSHOF-REINDELL gemessen wurden, weil diese mit den Werten der neueren Literatur am ehesten vergleichbar sind.

¹⁾ Aus der Arbeit der drei Autoren geht nicht klar hervor, ob mit der Differenz von 5% die mittlere Abweichung oder die maximale Einzelabweichung gemeint ist.

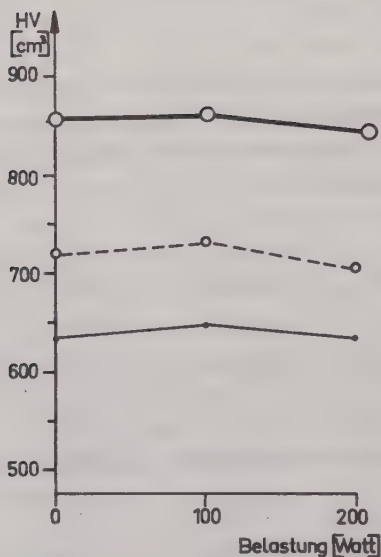
4. 1. 2. Absolute Herzvolumina nach MUSSHOF-REINDELL unter steigenden Belastungen

Bei unseren Untersuchungen ergaben sich für die Größe der absoluten Herzvolumina folgende Werte: Die Tab. 7 zeigt Mittelwerte und Schwankungsbreite der Herzvolumina der Gruppen A-C bei steigenden Belastungen.

Grp		Ruhe	100 W	200 W
A	$\bar{x}$	859	863	845
	V	676-1072	673-1131	604-1080
B	$\bar{x}$	722	732	706
	V	576-1068	572-1100	591-1057
C	$\bar{x}$	636	648	635
	V	501- 820	534- 832	482- 824

Tab. 7. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) der abs. Herzvolumina nach MUSSHOF-REINDELL der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und bei steigenden Belastungen.

Zur Verdeutlichung des Verhaltens der Herzvolumina sind die Mittelwerte der Tab. 7 in Abb. 17 graphisch dargestellt.



$$F_1 = 24,07 \quad p_1 < 0,0001$$

$$F_2 = 0,18 \quad p_2 = 0,8407$$

$$A: b = -0,0679 \quad a = 862 \quad r = -0,0398 \quad n = 36$$

$$B: b = -0,0827 \quad a = 728 \quad r = -0,0530 \quad n = 33$$

$$C: b = -0,0055 \quad a = 640 \quad r = -0,0051 \quad n = 30$$

Abb. 17. Mittelwerte der abs. Herzvolumina nach MUSSHOF-REINDELL der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und bei steigenden Belastungen.

Tab. 7 und Abb. 17 zeigen folgendes:

1. Die mittleren Herzvolumina der Gruppen sind voneinander signifikant abgesetzt: Sportler haben die größten, Wenig-Trainierte kleinere, Untrainierte die kleinsten Herzvolumina ($p_1 < 0,01\%$).
2. Eine Aufgliederung der in der Literatur angegebenen Gruppe

"Normalpersonen" in Wenig-Trainierte und Untrainierte ist durchaus möglich.

3. Die durchschnittlichen Änderungen der Herzvolumina sind unter den von uns gesetzten mittleren Belastungen bei allen drei Gruppen verhältnismäßig gering; diese liegen jeweils innerhalb der Fehlergrenzen der Herzvolumenbestimmung (s. 2. 6. 2.).

4. Die Maxima des mittleren Herzvolumens werden bei allen drei Gruppen unter einer Belastung von 100 W gefunden.

5. Bei einer Belastung von 200 W besteht in allen drei Gruppen eine Tendenz zur Herzvolumenabnahme, jedoch in unterschiedlichem Maße: Gegenüber den jeweiligen Ruhewerten werden die durchschnittlichen Herzvolumina der Sportler und Wenig-Trainierten deutlich kleiner. Dieses gilt nicht für Untrainierte, deren mittleres Herzvolumen bei 200 W etwa den Ruhewert erreicht.

Im Einzelfall sind jedoch unterschiedliche Herzvolumenänderungen zu verzeichnen, wie Abb. 18 verdeutlicht.

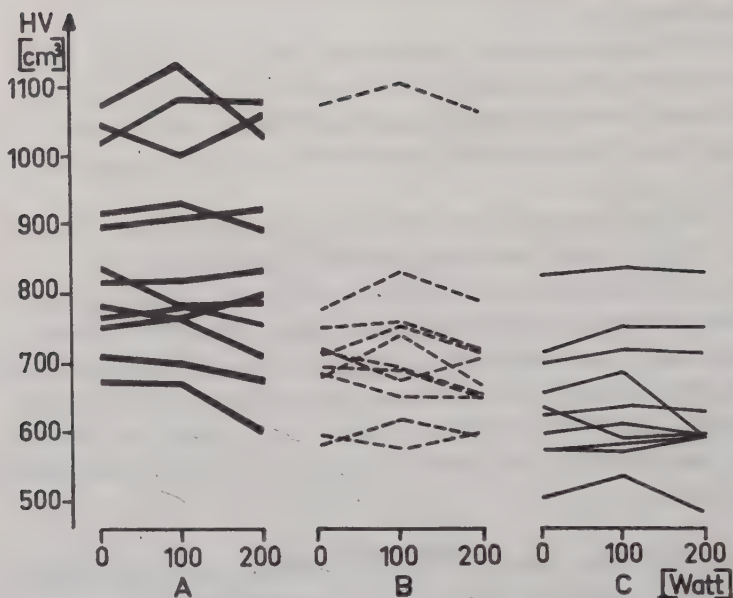


Abb. 18. Einzelwerte der abs. Herzvolumina nach MUSSHOF-REINDELL der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und bei steigender Belastung.

Unter sämtlichen drei Gruppen fanden sich Vp., deren Herzvolumina bei einer Belastung von 100 W anstieg und bei einer Belastung von 200 W wieder abfiel, andere, deren Herzvolumen zunächst sank und sich danach wieder vergrößerte. Manche Herzvolumina nahmen bei steigenden Belastungen kontinuierlich ab, manche hingegen zu. Die einzelnen Herzvolumenänderungen waren also nach Größe und Verlauf unterschiedlich; es ließ sich keine durchgehende Tendenz erkennen. In vielen Fällen war die Volumenänderung gegenüber dem Ruhewert größer als 3%, ein Wert, welcher dem mittleren Fehler bei der Herzvolumenbestimmung entspricht (vgl. Kap. 2. 6. 2.).

Volumen- änderung	A		B		C	
	0-100	0-200	0-100	0-200	0-100	0-200
< 3%	7	5	2	7	6	4
> 3%	5	7	9	4	4	6

Tab. 8. Aufschlüsselung der Herzvolumina nach Größe der Volumenänderung bezogen auf das Ruheherzvolumen unter Belastungsänderungen von 0 bis 100 und 0 bis 200 Watt bei den Gruppen A-C; obere Spalte: Anzahl der Fälle mit einer Volumenänderung unter 3%; untere Spalte: Anzahl der Fälle mit einer Volumenänderung größer als 3%.

Aus Tab. 8 geht hervor, daß 53% der Vp. eine Volumenänderung aufwiesen, die größer war als 3%; an dieser Änderung hatte jede Gruppe etwa gleichen Anteil (50%, 59%, 50%). Teilten wir die Herzvolumina danach ein, in welchem Maße diese unter Belastung kleiner oder größer wurden, so ergab sich, daß bei einer Belastung von 100 Watt 20 Vp. eine Zunahme (=61%), 13 Vp. eine Abnahme des Herzvolumens (=39%) zu verzeichnen hatten. Bei einer Belastung von 200 Watt waren es 15 Vp. mit einer Zunahme (=45%), 18 Vp. mit einer Abnahme des Herzvolumens (=55%). Wie sich diese Änderungen auf die Gruppen verteilten, zeigt Tab. 9.

Volumen- änderung	A		B		C	
	0-100	0-200	0-100	0-200	0-100	0-200
↑	6	4	6	4	8	7
↓	6	8	5	7	2	3

Tab. 9. Aufschlüsselung der Herzvolumina nach Richtung der Volumenänderung unter Belastungsänderungen von 0 bis 100 und 0 bis 200 Watt bei den Gruppen A-C; obere Spalte: Anzahl der Vp. mit steigendem Herzvolumen; untere Spalte: Anzahl der Vp. mit abnehmendem Herzvolumen.

Die Verteilung der zu- und abnehmenden Herzvolumina unter Belastung war bei Sportlern und Wenig-Trainierten nahezu gleich: Während sich bei einer Belastung von 100 Watt zu- und abnehmende Herzvolumina etwa die Waage hielten, verschob sich dieses Verhältnis bei einer Belastung von 200 Watt deutlich zugunsten derjenigen, deren Herzvolumina kleiner wurden. Dagegen überwog bei Untrainierten unter beiden Belastungsstufen die Anzahl derer, deren Herzvolumen sich vergrößerte. Allen Trainierten gemeinsam war die Tendenz zu einer Volumenverkleinerung bei größerer Belastung (200 W). Dieses Verhalten soll in einer weiteren Übersicht quantitativ erfaßt werden, in welcher für jede Gruppe die mittleren prozentualen Volumenänderungen wiedergegeben sind.

Belastung in Watt	A	B	C
0-100	+0,5	+1,4	+1,9
0-200	-1,6	-2,2	-0,2

Tab. 10. Mittlere prozentuale Änderungen der Herzvolumina der Gruppen A-C in Abhängigkeit von Belastung unter Bezug auf die Ruheherzvolumina.

Auch aus dieser Darstellung wird deutlich, daß bei einer Belastung von 200 Watt die Tendenz zur Volumenverkleinerung bei Sportlern und Wenig-Trainierten eindeutig, jedoch nur geringgradig bei Untrainierten war. Nach Tab. 9 war dieses Verhalten für Untrainierte (Spalte C, 0-200 W) nicht ohne weiteres zu erwarten; es erklärte sich vielmehr dadurch, daß die Volumenabnahme der 3 Vp. mit 6%, 10% und 4% ausgeprägter war im Vergleich zu den 7 Vp., deren Herzvolumen im Mittel nur um 2,5% zunahm.

4. 1. 3. Diskussion der Ergebnisse über das Verhalten der absoluten Herzvolumina

Unsere Untersuchungen bestätigen die Abhängigkeit des Herzvolumens von der Anpassung an körperliche Arbeit: mit Zunahme des körperlichen Trainings steigt das Herzvolumen quantitativ an. Wir fanden ein mittleres Ruheherzvolumen für Sportler von 859 cm³; für Wenig-Trainierte betrug dieses 722 cm³, für Untrainierte 636 cm³. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit denen zahlreicher Untersucher (DIETLEN, KJELLBERG, KLEPZIG, MELLEROWICZ, MUSSHOFF, NYLIN, RAUTMANN, REINDELL, ROSKAMM, SJÖSTRAND, ZDANSKY). Ein Vergleich unserer Absolutwerte mit denen anderer Autoren ist jedoch nicht ohne weiteres möglich, da wir den in der Literatur üblichen Bereich der Normalpersonen in die Gruppen "Wenig-Trainierte" und "Untrainierte" aufgliedert haben.

Autoren	Versuchsgut	Alter	n	HV in cm ³ ($\bar{x}$)
KJELLBERG, RUDHE, Männer,	durchschnitt-	17-50 J.	67	738
SJÖSTRAND	liches Versuchsgut			
	Männer, Trainierte		27	1015
MUSSHOFF,	Männer	22-35 J.	57	710
REINDELL,	Sportler	18-32 J.	74	922
KLEPZIG u.a.				
REINDELL,	Untrainierte		78	733
MUSSHOFF, KLEPZIG	Trainierte		118	965

Tab. 11. Ergebnisse verschiedener Autoren über das absolute Herzvolumen HV bei Sportlern und männlichen Normalpersonen im Liegen (91).

Als Durchschnittswerte für männliche Vp. haben REINDELL, MUSSHOFF, KLEPZIG Herzvolumina zwischen 710 und 750 cm³ angegeben; das durchschnittliche Herzvolumen von Sportlern ist

etwa um 100 cm^3 größer (91). Die von uns gefundenen Werte liegen also etwas unterhalb der in der Literatur angegebenen Durchschnittswerte, ein Umstand, der sich aus dem vorliegenden Versuchsgut ergibt: als Wenig- und Untrainierte hatten sich vornehmlich Medizinstudenten zur Verfügung gestellt. Nach den Untersuchungen von LILJESTRAND, LYSHOLM, NYLIN und ZACHRISSON (63) haben Medizinstudenten (21-30 J.) gegenüber erwachsenen Männern anderer Berufskategorien im Alter von 32 bis 47 Jahren, körperlich arbeitende eingeschlossen, ein im Mittel um 50 cm^3 kleineres Herzvolumen. Was unsere Sportler anbetrifft, so war das Ausmaß der körperlichen Belastung bei ihrem Training möglicherweise geringer gewesen als bei den Vp. von MUSSHOF (75), REINDELL (90, 92) und ISRAEL (49). Unsere niedrigeren Absolutwerte sind vor allem auf unser abweichendes methodisches Vorgehen zurückzuführen: denn im Gegensatz zu REINDELL haben wir individuelle Korrekturfaktoren bestimmt (s. S. 22); auch wurde $t'_{\max}$ nicht grundsätzlich von der hinteren Kontur des Sternum aus gemessen (vgl. Kap. 2. 5. 1. 4.). Ferner könnten die in Kap. 2. 6. 2. beschriebenen Fehlermöglichkeiten (Atmung, subjektive Fehler bei der Auswertung) eine Rolle spielen.

Die Differenzen zwischen den Absolutwerten der Herzvolumina der Literatur und den unsrigen dürfen jedoch nicht überbewertet werden, denn der Wert der Herzvolumenbestimmung liegt in der vergleichenden Betrachtung, das heißt in unserem Fall in den Relationen zwischen Sportlern, Wenig-Trainierten und Untrainierten unter Berücksichtigung der Belastung. Auch GEBHARDT, REINDELL und KÖNIG (34) weisen mit Nachdruck auf die Wichtigkeit eines Vergleiches der Herzvolumina hin.

Die Herzvergrößerung durch Training hatten REINDELL und DELIUS zunächst als das Ergebnis einer "regulativen Dilatation" beschrieben (86). Morphologische Untersuchungen von LINZBACH ergaben überdies, daß die Herzvergrößerung beim

Training nicht nur mit einer Dilatation aller Herzhöhlen, sondern auch stets mit einer "physiologischen Hypertrophie" des Myokards einhergeht (64, 65). Diese Anpassungsvorgänge bezeichnen REINDELL, KLEPZIG und MUSSHOFF jetzt mit dem umfassenderen Begriff der "regulativen Herzvergrößerung" (87), einem Ausdruck, der auch nach unserer Ansicht die Herzvergrößerung des Sportlers treffend charakterisiert. Alle vier Herzhöhlen vergrößern sich, und das Myokard wächst in einem harmonischen Verhältnis als physiologische Antwort auf langdauernde Trainingsreize. Folglich ist das Blutfassungsvermögen eines Sportherzens gegenüber dem Herzen einer Normalperson wesentlich vergrößert. Als Ursache werden vegetativ-hormonelle Einflüsse geltend gemacht, welche den Organismus auf eine trophotrope Arbeitsweise einstellen, indem der Parasympathikotonus erhöht wird; dieser zeigt sich besonders in der bei Sportlern durchgehend beobachteten Bradykardie (vgl. Kap. 4. 3. 5.). REINDELL und seine Schule haben diese Deutung in den letzten beiden Jahrzehnten auf Grund neuerer Befunde, nämlich Verkleinerung des Herzens unter Belastung und fehlenden Anstiegs des enddiastolischen Druckes (90, 94) gegen die Vorstellungen einer "tonogenen" und "myogenen" Dilatation (MORITZ, 78) durchgesetzt, welche auf den am isolierten Herzen gewonnenen Gesetzmäßigkeiten basierten.

Es würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen, die Vorgänge, welche die größere Ökonomie des Sportherzens herbeiführen, im einzelnen zu beschreiben. Wir verweisen auf eine ausführliche Zusammenstellung, welche MELLEROWICZ in seinen "vergleichenden Untersuchungen über das Ökonomieprinzip" (70) behandelt. Erwähnenswert erscheint uns jedoch die Wirkung der Arbeitsumstellung für das Sportherz: Nach den Berechnungen von MELLEROWICZ kann dieses bei Tätigkeit über einen Zeitraum von 24 Stunden eine Arbeitersparnis von 5000 bis 8000 mkg (= 40 bis 60%) gegenüber dem "Normalherzen" erreichen.

Wie verhält sich das Herz unter Belastung? Die klassischen Herzgesetze, am isolierten Frosch- und Säugetierherzen gewonnen (FRANK, STRAUB, STARLING, 109), hatten bei steigender Belastung eine Dilatation des Herzens ergeben. Diese Befunde waren zunächst auch auf das menschliche Herz in situ übertragen worden. Mit der Entwicklung der Röntgendiagnostik mußte diese Vorstellung jedoch revidiert werden. Die in der Tab. 12 zusammengestellten Untersuchungsergebnisse stützten die neue Auffassung.

Autor	Körperlage b.d. Verhalten d. Herzens Untersuchung	
KJELLBERG, RUDHE, SJÖSTRAND (54)	Sitzen, Liegen	Vol.-Abnahme, unterhalb einer Herzfrequenz von 150 gering, darüber stark
MORITZ (77), DIETLEN (26)	Liegen	Vol.-Abnahme
MUSSHOFF, REINDELL, KLEPZIG, KIRCHHOFF (74)	Liegen	Vol.-Abnahme, in Systole stets, in Diastole erst bei starker Belastung und dann nicht so ausgeprägt
REINSTEIN ^{x)} (95)	Liegen	Vol.-Abnahme
	Stehen	Vol. konstant oder größer

Tab. 12. Ergebnisse verschiedener Autoren über das Verhalten des menschlichen Herzens in situ unter Belastung.

^{x)} Anmerkung: REINSTEIN untersuchte die Vp. nach Arbeit, die anderen Autoren hingegen während der Arbeit.

Von allen Autoren wurde während oder nach Belastung durchgehend eine Herzvolumenverkleinerung beim liegenden Probanden festgestellt; diese Verringerung ist erst mit zunehmender Belastung, also bei erhöhtem Sympathikotonus, ausgeprägter (54, 74), und zwar während der Systole, weil sich die Herzkammern infolge der positiv inotropen Wirkung stärker kontrahieren, und auch in der Diastole, weil die Füllungszeit bei Frequenzen über 150/min verkürzt ist und deshalb ein geringeres Blutvolumen in die Kammern einströmt¹⁾. Dieses Verhalten kann demnach nicht mehr mit intrakardialen Ursachen erklärt werden, wie FRANK, STRAUB und STARLING (109) es taten; vielmehr müssen extrakardiale Einflüsse geltend gemacht werden. So kommt der sympathischen Innervation für die unter Belastung auftretende Herzvolumenverkleinerung eine entscheidende Bedeutung zu. In diesem Punkte stimmen wir mit den Ergebnissen von KJELLBERG, RUDHE, SJÖSTRAND (54) sowie MUSSHOFF, REINDELL, KLEPZIG und KIRCHHOFF (74) überein. Auch diese Autoren fanden bei kleinen bis mittleren Belastungen keine oder nur geringe Herzvolumenabnahmen. Denn trotz eindeutiger Schlagvolumenvergrößerung (vgl. Kap. 4. 3. 1.) kann eine stärkere Herzvolumenabnahme nicht erwartet werden, da diese bei mittlerer Belastung infolge Vorhoffüllung während der Systole weitgehend ausgeglichen wird. Im Gegensatz zu den oben genannten Autoren steht das von uns beobachtete unterschiedliche Verhalten der einzelnen Herzvolumina, insbesondere die Zunahme der Herzvolumenmittelwerte aller drei Gruppen bei einer Belastung von 100 Watt. In diesen Fällen könnte, wenn man von subjektiven Auswertungsfehlern absieht, die von ZDANSKY (118) gegebene Bezeichnung der "initialen Größenzunahme" zur Beschreibung herangezogen werden, auch wenn ZDANSKY den entsprechenden Befund am Stehenden erhob und die Größenzunahme auf die Zeit unmittelbar nach einer Arbeitsphase bezog, weil er feststellte, daß sofort nach Arbeit eine

¹⁾ Untersuchungen am Stehenden oder Sitzenden zeigen dagegen wegen orthostatischer Füllungsschwankungen unterschiedliche Resultate (BRUNS, RÖMER (20), REINSTEIN (95), ZDANSKY (118)).

Herzvolumenzunahme, später aber eine Volumenabnahme erfolgte. Wir möchten die Größenzunahme allein auf den Belastungsverlauf beziehen, da die mittleren Herzvolumina bei einer Belastung von 100 Watt größer, bei einer Belastung von 200 Watt kleiner werden. Dabei scheint die Größenzunahme Ausdruck einer vermehrten Füllung des Herzens infolge eines größeren venösen Angebotes zu sein. Nicht nur der erhöhte Rückfluß des Blutes aus der Peripherie durch die rhythmische Muskeltätigkeit mag hierbei eine Rolle spielen, sondern auch eine über die Arbeitsphase hinaus andauernde Vermehrung des Blutrückstromes, weil bei unseren Versuchen ein steady state nicht erreicht werden sollte. Erst bei einer Dauer von 2-3 Minuten bei leichter und 4-6 Minuten bei schwerer Arbeit kann eine zentrale und periphere Anpassung an die Belastungsintensität angenommen werden (44). Weiter ist in Betracht zu ziehen, daß sich die Beine der Probanden bei der Tretarbeit über dem Herzniveau befinden. Infolgedessen könnte ein erhöhter hydrostatischer Druck auf die Einflußbahn des rechten Herzens einwirken mit einer entsprechend höheren Füllung des Herzens. Zwar wurden die Probanden aufgefordert, ihre Beine sofort nach Arbeitsende von den Ergometer-Pedalen auf den Tisch zu lagern, um die Pulskurven aufnehmen zu können, und es vergingen etwa 5-10 Sekunden bis zur Auslösung der Röntgenaufnahme; es bleibt jedoch fraglich, ob in dieser kurzen Zeit die veränderten orthostatischen Bedingungen wieder ausgeglichen worden waren. Ferner ist zu erwägen, ob es tatsächlich zu einer vermehrten Füllung der Herzkammern gekommen ist, oder ob die Vorhöfe stärker dilatierten. Daß alle diese Vorgänge bei den einzelnen Vp. verschieden stark zur Geltung kommen können, zeigte Abb. 18; unter unseren Versuchsbedingungen kann deshalb ein gleichsinniges Verhalten der einzelnen Herzen bei einer Belastung von 100 Watt nicht erwartet werden. Welcher der genannten Vorgänge überwiegt, kann daher nicht generell entschieden werden; auf jeden Fall wird bei einer Belastung von 100 Watt eine eindeutige Verkleinerung der mittleren Herzvolumina aller drei Gruppen verhindert;

diese Verringerung tritt erst bei einer Belastung von 200 Watt in Erscheinung,

es erhebt sich die weitere Frage, warum die Herzvolumenabnahme bei einzelnen Gruppen bei einer Belastung von 200 Watt unterschiedlich groß ist. Im Gegensatz zu Sportlern und Wenigtrainierten (Herzvolumenabnahme: -1,6 bzw. -2,2%) ist diese bei den Untrainierten minimal (-0,2%). Das Ausmaß der Herzverkleinerung dürfte von der Höhe des Sympathikotonus und von der Größe des Restblutvolumens abhängen; das systolische Herzvolumen wird mit steigender Kontraktionskraft kleiner auf Kosten des Restblutvolumens. Andererseits wird sich dasjenige Herz am meisten verkleinern können, welches von vornherein das größere Restblutvolumen aufweist. Auf Grund der Entstehungsbedingungen einer regulativen Herzvergrößerung gilt letzteres vor allem für Sportler (86). Das Sportherz wird also deswegen kleiner, weil es bei erhöhtem Sympathikotonus das vorhandene größere Restblutvolumen stärker ausschöpfen kann. Das Herzvolumen der Wenig-Trainierten nimmt trotz kleineren Restblutvolumens infolge stärker erhöhtem Sympathikotonus noch etwas mehr ab. Die Untrainierten haben, verglichen mit den Wenig-Trainierten, ein noch kleineres Restblutvolumen, und auch der Sympathikotonus ist bei diesen, gemessen an der Frequenzsteigerung (Kap. 4. 3. 2.) nur wenig niedriger. Diese Bedingungen allein dürften die nur minimalen Volumenabnahmen der Untrainierten nicht erklären; vielmehr muß als Ausdruck eines Trainingsmangels bereits ein von der Norm abweichendes Herz angenommen werden. Es müssen intra- und extrakardiale Momente diskutiert werden. Als intrakardiale Ursache käme eine Kontraktionsschwäche des Myokards bei Untrainierten in Frage. Da Training mit einer Hypertrophie des Myokards einhergeht, ist bei langdauernder Bewegungsarmut die Möglichkeit einer Rückbildung mit Kontraktionsschwäche des Myokards zu erwägen (69). Diese Kontraktionsschwäche des Myokards kann durch eine größere diastolische

Füllung ausgeglichen werden; denn entsprechend dem LAPLACE-schen Gesetz ist die Kontraktionskraft des Myokards der Größe der inneren Oberfläche der Herzhöhlen proportional. Allerdings dürfte die Kontraktionsschwäche der untrainierten Herzen nur gering sein, denn das mittlere Herzvolumen der Untrainierten war bei einer Belastung von 200 Watt gegenüber dem bei 100 Watt deutlich geringer (2,1%) und nicht etwa vergrößert. Es kann aber auch durch extrakardiale Einflüsse die Kontraktionskraft des Myokards herabgesetzt sein, indem infolge eines geringen Sympathikotonus, bedingt durch zu geringe äußere Reize, die positiv-inotrope Wirkung herabgesetzt ist. Dieser Vorgang entspricht etwa der sogenannten "funktionellen Herzstörung" der Kliniker. BJÖRCK stellte fest, daß funktionell Herz- und Kreislaufkranke häufiger ein kleineres Herz haben als Normalpersonen (7). Da auch nach unseren Versuchen, in Übereinstimmung mit den Befunden REINDELLs und Mitarb. (92), Trainingsmangel zu einer Verkleinerung des Herzens führt, könnte eine Verkleinerung auf das Vorliegen einer Herzregulationsstörung hindeuten. Bewegungsarmut ist deshalb als Ursache einer Regulationsstörung des Herzens stets in Betracht zu ziehen.

4. 1. 4. Relatives Herzvolumen

Die Differenz zwischen dem Minimal- und Maximalwert der absoluten Herzvolumina war für jeden Mittelwert beträchtlich und stets größer als 300 cm^3 (vgl. Tab. 7). Die in der Literatur beschriebenen vergleichbaren Werte weisen zum Teil noch größere Streubreiten auf (91). Um die Ursachen dieser Streubreiten aufzuklären, ist vielfach versucht worden, Abhängigkeiten von morphologischen Größen, also von Körpergröße, Gewicht und Oberfläche zu finden. KAHLSTORF (51, 52) hat das Körpergewicht als bestes Korrelat für das Herzvolumen angesehen, was DIETLEN (26) und LUDWIG (66) bestätigten. Wenn wir im folgenden das relative Herzvolumen, d.h. das Herzvolumen pro Körpergewicht, untersuchen, dann nicht, um dieses

mit früheren Befunden zu vergleichen, sondern um einerseits den Aussagewert des absoluten Herzvolumens zu verbessern und um andererseits die Beziehungen zwischen Herzvolumen, Körpergewicht und Trainingsgrad zu vertiefen.

Inwieweit sind die Unterschiede der absoluten Herzvolumina zwischen den drei Gruppen allein auf trainingsbedingte Anpassung zurückzuführen?

	A	B	C
$\bar{x}$	81,0	72,8	68,8
V	69-96	61-88	62-96

Tab. 13. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) des Körpergewichtes in kp der Gruppen A-C.

Ein Blick auf Tab. 13, in welcher Mittelwerte und Variationsbreite der Körpergewichte der Gruppen A-C zusammengestellt sind, könnte die Vermutung wecken, daß ein Bezug des Herzvolumens auf das Körpergewicht die Unterschiede zwischen den Gruppen verringerte; denn ein großes Körpergewicht bedingt im Mittel ein großes Herzvolumen. In der folgenden Tab. 14 sind deshalb gesondert Mittelwerte und Schwankungsbreite der relativen Herzvolumina aufgeführt.

	A	B	C
$\bar{x}$	10,6	9,9	9,3
V	9,3-11,3	8,0-12,2	8,0-11,0

$$F_1 = 12,20 \quad p_1 = 0,0001$$

Tab. 14. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) des relativen Herzvolumens der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen.

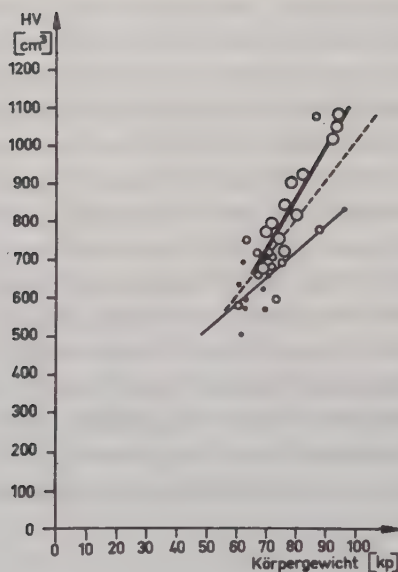
Ein Vergleich der Tabellen 7 und 14 läßt erkennen, daß die Gruppenunterschiede der absoluten Herzvolumina vom Körpergewicht unabhängig sind, denn auch die relativen Herzvolumina verhalten sich gruppenspezifisch. Die Irrtumswahrscheinlichkeit p_1 für die Unterschiede der relativen Herzvolumina zwischen den Gruppen A-C beträgt 0,01% und liegt geringfügig über dem Wert von p_1 , welcher die Gruppenunterschiede bei den absoluten Herzvolumina beschreibt ($p_1 < 0,01\%$). Die erwartete nur geringe Verminderung der Unterschiede zwischen den Gruppen A-C ist somit gesichert. Dagegen hat sich das Ausmaß der Variationsbreite geändert: Bei den Sportlern ist diese am geringsten ($2,0 \text{ cm}^3/\text{kp}$), größer hingegen bei den Untrainierten ($3,0 \text{ cm}^3/\text{kp}$), am größten bei den Wenig-Trainierten ($4,2 \text{ cm}^3/\text{kp}$). Die Korrelationskoeffizienten für die Abhängigkeit des Herzvolumens vom Körpergewicht verhalten sich entsprechend (Sportler: $r = 0,9491$, Untrainierte: $r = 0,7586$, Wenig-Trainierte: $r = 0,6780$) (vgl. Abb. 19). Auch die mittleren prozentualen Volumenänderungen in Abhängigkeit von der Belastung bleiben im wesentlichen gleich (vgl. Tab. 10 u. 15).

	A	B	C
0-100	+0,2	+1,2	+1,8
0-200	-1,9	-2,2	-0,3

Tab. 15. Mittlere prozentuale Herzvolumenänderungen der Gruppen A-C in Abhängigkeit von der Belastung (Bezug auf das Ruheherzvolumen und ein konstantes Körpergewicht von 70 kp).

Wie verhält sich jedoch das relative Herzvolumen bei verschiedenen Trainingsgraden? In Abb. 19 sind die Einzelwerte nach Gruppen unterschieden und die zugehörigen Regressionsgeraden eingetragen. Die Einzelwerte häufen sich jeweils für die Gruppen in entsprechenden Bereichen, wobei die Bereiche der Wenig- und Untrainierten eng zusammenliegen. Am meisten

verstreut liegen die Werte der Wenig-Trainierten, eine Tatsache, die wegen der großen Schwankungsbreite der relativen Herzvolumina dieser Gruppe B zu erwarten war. Die Steilheit der Regressionsgeraden beträgt 13,6 für Sportler, 10,2 für Wenig-Trainierte und 6,76 für Untrainierte. Es ist auffallend, daß alle drei Regressionsgeraden aus einem engen Feld entspringen. Es muß hinzugefügt werden, daß als Folge des geringen Stichprobenumfangs von Vp. mit einem Körpergewicht über 80 kp eine lineare Beziehung bei den Wenig- und Untrainierten nicht unbedingt gegeben ist, auch wenn alle Werte für r gute Korrelationen aufweisen. Zudem ergibt die Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen den Punktverteilungen der Gruppen A-C, denn die Irrtumswahrscheinlichkeit des F_1 -Wertes (2,10) liegt über der 5%-Grenze, der ein F_1 -Wert von 3,35 entspricht.



$F_1 = 2,10$	$p_1 < 5\%$		
A: $b = 13,6$	$a = -239$	$r = +0,9491$	$n = 12$
B: $b = 10,2$	$a = -20$	$r = +0,6780$	$n = 11$
C: $b = 6,8$	$a = +169$	$r = +0,7586$	$n = 10$

Abb. 19. Einzelwerte und Regressionsgeraden des in Ruhe gemessenen absoluten Herzvolumens in Abhängigkeit vom Körpergewicht bei den Gruppen A-C.

4. 1. 5. Diskussion der Ergebnisse über das Verhalten des relativen Herzvolumens

Die Berücksichtigung des Körpergewichtes bei der Beurteilung der Herzvolumina bestätigt die in 4. 1. 2. gefundenen Ergebnisse. Somit entspricht ein ^{großes} relatives Herzvolumen einem hohen Trainingsgrad und einer guten Leistungsfähigkeit des

Organismus. Das zeigt sich auch darin, daß die mittleren relativen Herzvolumina der Gruppen A-C klar voneinander abgrenzbar sind. Das kongruente Verhalten der Mittelwerte der absoluten und relativen Herzvolumina darf jedoch nicht dazu führen, auf die Bestimmung der relativen Herzvolumina zu verzichten, denn für den Einzelfall ist es nur selten möglich, vom absoluten Herzvolumen auf den Trainingsgrad zu schließen, wenn das Körpergewicht der Vp. nicht bekannt ist. So deutet ein Herzvolumen von 800 cm^3 bei einer Vp. mit einem Körpergewicht von 90 kp auf einen geringen, bei einer Vp. mit einem Körpergewicht von 70 kp dagegen auf einen guten Trainingszustand hin. Auch darf nicht immer mit einem gleichsinnigen Verhalten des absoluten und relativen Herzvolumens gerechnet werden: Es kann ein großes absolutes mit einem kleinen relativen und ein kleines absolutes mit einem großen relativen Herzvolumen korrelieren (Vp. 23 und 40) (49). Deshalb ist es notwendig, für die Beurteilung des Trainingsgrades einer Vp. nicht nur das absolute, sondern auch das relative Herzvolumen heranzuziehen. MUSSHOFF, REINDELL, KLEPZIG, FRISCH, EMMERICH, KÖNIG, STEIM, BAUMGARTEN und MOSER (75) fanden bei 74 Sportlern (18-32 J.) ein relatives Herzvolumen von 14,19, bei 57 Männern (22-35 J.) einen Wert von 10,87. KJELLBERG, RUDHE und SJÖSTRAND (55) ermittelten bei 67 Männern (17-50 J.) ein relatives Herzvolumen von 11,6. Der letztere Wert liegt in dem Bereich, den REINDELL, KÖNIG und ROSKAMM (94) als Normbereich mit 11,4-11,7 angegeben haben (für Männer im Alter von 10-29 J.). Unsere Werte liegen in allen Gruppen wesentlich tiefer, auch sind die Unterschiede zwischen Sportlern und Untrainierten nicht so groß wie bei den genannten Autoren. Die Ursachen für dieses Verhalten wurden bereits weiter oben erörtert (vgl. 4. 1. 3.).

Für die Streuung der Einzelwerte der relativen Herzvolumina sind offenbar die verschiedene Konstitution und der unterschiedliche Trainingszustand der Vp. maßgeblich. So muß ein

Wert von $12,18 \text{ cm}^3/\text{kp}$ bei einem Wenig-Trainierten (Vp. 30), der selbst diejenigen der Sportler übertrifft, als anlagebedingt angesehen werden. Auch andere aus ihrem Bereich herausfallende Werte dürften, zumindest bei den Wenig-Trainierten und Untrainierten, konstitutionell bedingt sein. Auch muß berücksichtigt werden, daß eine Vp., die zum Zeitpunkt der Untersuchung als wenig-trainiert eingestuft wurde, auf Grund eines früheren intensiven Trainings ein vergleichsweise größeres Herz hat als ein Wenig-Trainierter, dessen Herz die volle Anpassung an ein Hochleistungstraining niemals erreicht hatte (70). In solchen Fällen sowie bei aktiven Sportlern ist es schwerlich zu entscheiden, ob sich deren Herzgröße auf Grund einer günstigen Anlage bereits durch normale körperliche Betätigung entfaltete, oder ob sie sich bei weniger günstigen Anlagen erst durch ein systematisches Training entwickelt hat.

Der Verlauf der Regressionsgeraden der Gruppen A-C, insbesondere das Zusammenrücken der Geraden bei geringeren Körpergewichten, veranlaßt zu folgenden Überlegungen:

1. In dem Bereich unterhalb von 60 kp dürfte eine enge Beziehung zwischen Herzvolumen und Körpergewicht bestehen, welche oberhalb von 60 kp durch eine zusätzliche Abhängigkeit von der sportlichen Betätigung lockerer wird. Diese Folgerung würde sich mit den Ergebnissen von MUSSHOF und Mitarb. decken (75). Diese Autoren fanden für Schüler (12-17 J.) einen Korrelationskoeffizienten von 0,79, für Männer von 0,39 und für Sportler von 0,19. Zwischen Herzvolumen und Körpergewicht besteht daher bei Sportlern offenbar eine nur lose Beziehung. Wir fanden demgegenüber wesentlich engere Korrelationen, die engsten bei Sportlern ($r = 0,9491$). Diese gegensätzlichen Befunde sind wahrscheinlich durch die Auswahl des Untersuchungsgutes bedingt, indem sich unser Versuchsgut auf einen engeren Personenkreis beschränkte: Die Wenig- und Untrainierten waren überwiegend Medizinstudenten

ohne besondere sportliche Ambitionen, die Sportler jedoch entweder Basketballer oder Ruderer, gehörten also Ausdauerdisziplinen an. Aus diesen Gründen ist eine Verallgemeinerung unserer Befunde offenbar nicht möglich. Die Ausübung einer bestimmten Tätigkeit scheint also eine spezifische Kreislaufanpassung hervorzurufen. In diesem Zusammenhang sei auf ISRAEL hingewiesen, der zeigen konnte, daß sich die Größe des absoluten und relativen Herzvolumens und die Relation zwischen beiden Werten durch Betreiben bestimmter Sportarten in charakteristischer Weise entwickelt (49).

2. Mit größerem Körpergewicht (etwa über 60 kp) wird die Beziehung zwischen Herzvolumen und Körpergewicht zunehmend lockerer, weil Trainierbarkeit und Training zusätzlichen Einfluß gewinnen. Der divergierende Verlauf der Regressionsgeraden in diesem Bereich kommt noch deutlicher zum Ausdruck, wenn das relative Herzvolumen gegen das Körpergewicht aufgetragen wird (Abb. 20).

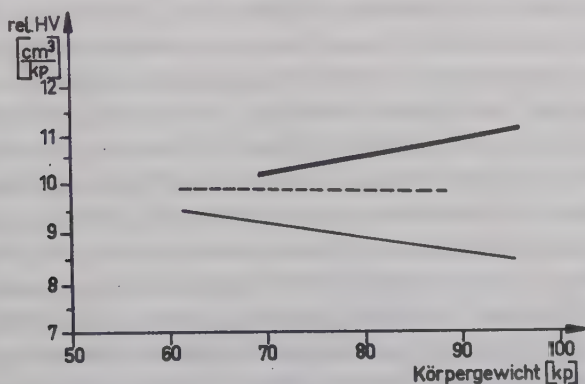


Abb. 20. Regressionsgeraden des relativen Herzvolumens in Abhängigkeit vom Körpergewicht bei den Gruppen A-C.

Es scheint einleuchtend, daß das mittlere relative Herzvolumen bei den Wenig-Trainierten vom Körpergewicht unabhängig ist; denn stetige körperliche Übungen unter mäßigen Belastungen sorgen für ein ausgewogenes Verhältnis von Körpergewicht und Herzvolumen. Bei den Untrainierten dagegen ist mit steigendem Körpergewicht eine Abnahme des relativen Herzvolumens zu verzeichnen. Neben der Abnahme des absoluten Herzvolumens (s. S. 79) dürfte eine Zunahme des Fettgewebes für dieses Verhalten als Ursache angenommen werden. Denn schon KAHLSTORF stellte fest, daß die Korrelation zwischen Herzvolumen und Körpergewicht bei Einbeziehung Adipöser minimal ist (51, 52). Er schloß hieraus, daß das Herzvolumen stark von der Gesamtmuskelmasse des Körpers abhänge und vom Fettanteil unabhängig sei, ein Befund, den BJÖRCK bestätigen konnte (6). So betrachtet, ist der Trainingseffekt Wenig-Trainierter vor allem in der Verhinderung von Fettansatz zu sehen. Dieses trifft natürlich auch für Sportler zu, erklärt aber nicht deren deutlich höher liegende Regressionsgerade; diese kann nur durch die regulative Herzvergrößerung bedingt sein. Andererseits bedarf die mit zunehmendem Körpergewicht ansteigende Regressionsgerade für Sportler kritischer Anmerkungen, denn deren Verlauf könnte zu dem Schluß verleiten, als seien leichtgewichtige Sportler in ihrer körperlichen Leistungsfähigkeit von vornherein benachteiligt, da erst ein größeres Körpergewicht ein relativ größeres absolutes, d.h. ein höheres relatives Herzvolumen bedinge. Die Praxis aber zeigt, daß auch Leichtgewichtige, zum Beispiel Marathonläufer, überragende sportliche Leistungen erbringen können. Unseren zahlenmäßig kleinen und auf einen bestimmten Personenkreis begrenzten Stichprobenumfang der Sportler ergänzen wir deshalb mit den Ergebnissen ISRAELs (49), dem ein weitgestreutes Versuchsgut mit Sportlern aller Disziplinen zur Verfügung stand.

Rel. Herzvolumen (ccm/kp)	n	Körpergewicht (kp)	
		$\bar{x}$	V
10 - 10,99	41	66,6	55,0 - 87,3
11 - 11,99	77	69,2	58,0 - 99,3
12 - 12,99	92	71,1	52,9 - 117,0
13 - 13,99	93	68,6	59,5 - 91,5
14 - 14,99	59	69,6	54,8 - 93,4
15 - 15,99	54	69,8	58,5 - 89,5
16 - 16,99	32	68,7	55,6 - 80,3
> 17	13	71,0	62,8 - 80,3

Tab. 16. Das relative Herzvolumen von Sportlern in Abhängigkeit vom Körpergewicht (nach ISRAEL (49), S. 15, Tab. 6).

Aus dieser Tabelle ist zu ersehen, daß das relative Herzvolumen von Sportlern nahezu unabhängig vom Körpergewicht ist, da dieses im Mittel trotz zunehmenden relativen Herzvolumens konstant bleibt; Vp. mit dem größten Körpergewicht (max. 99 bzw. 117 kp) haben ein relatives Herzvolumen zwischen 11 und 13, während die größten relativen Herzvolumina (> 16) bei Vp. mit einem Körpergewicht zwischen 60-80 kp vorkommen. Auch aus einem anderen Grunde scheint die ansteigende Regressionsgerade die Verhältnisse für Sportler aller Disziplinen nicht vollständig zu interpretieren: Ein 110 kp schwerer Sportler müßte theoretisch ein Herzvolumen von 1760 cm^3 haben; um ein relatives Herzvolumen von 16 zu erreichen. Die größten bisher gemessenen gesunden Herzen liegen jedoch bei einem Volumen von 1400 cm^3 . Auf Grund morphologischer Untersuchungen zeigte LINZBACH (64, 65), daß der Herzvergrößerung physiologische Grenzen gesetzt sind; er gab als "kritisches Herzgewicht" eine obere Grenze von 500 g an.

Es zeigt sich also, daß das Herz unter Trainingsreizen in besonderem Maße befähigt ist, sein Volumen unabhängig vom Körpergewicht bis zu einer Höchstgrenze zu vergrößern. Das

Ausmaß der Volumenvergrößerung hängt dabei außer von der Intensität wesentlich von der Art des Übungsreizes ab; es ist bei Vertretern der Ausdauerdisziplinen besonders groß, bleibt aber bei denen von Sportarten mit kurzzeitigen Höchstleistungen verhältnismäßig gering. In Tab. 16 zeigt sich dieses Verhalten deutlich in der beträchtlichen Variationsbreite der Körpergewichte, welche bis zu 64,1 kp betragen kann. Hierin dürfte auch die Ursache für die von MUSSHOF und Mitarb. (75) gefundenen geringen Korrelationskoeffizienten zwischen absolutem Herzvolumen und Körpergewicht bei Sportlern zu sehen sein.

Eine andere Ursache liegt in der Tatsache, daß Sportler trotz unterschiedlicher absoluter oder relativer Herzvolumina gleiche körperliche Leistungen erbringen können. Dieses Verhalten kann in einer unterschiedlichen vegetativen Regulation des Herzens und des peripheren Kreislaufes begründet sein. Ferner dürfte eine unterschiedliche Ökonomie von Bewegungsablauf, zellulärer Funktion des Muskels und Atmung eine Rolle spielen.

Die besprochenen Verhältnisse stellen wir in einer vergleichenden Übersicht zusammen, welche die wesentlichen Ergebnisse verschiedener Autoren und die eigenen Ergebnisse wiedergibt (Abb. 21).

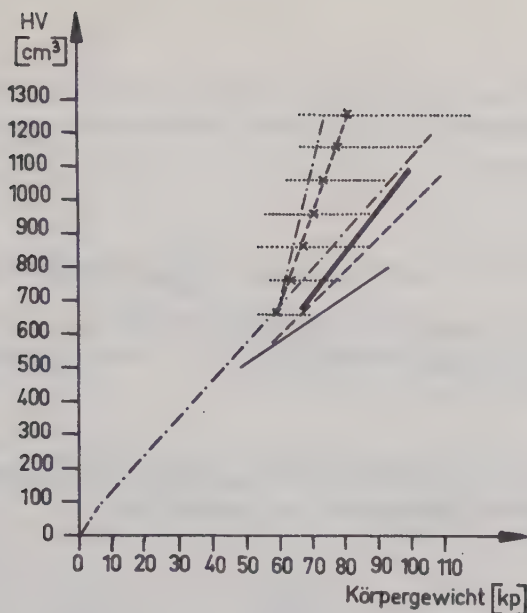


Abb. 21. Absolutes Herzvolumen in Abhängigkeit vom Körpergewicht; Zusammenstellung der Ergebnisse verschiedener Autoren. Kleinkinder nach LIND (.....) (Zit. 91); Normalpersonen 10-75 J. (durchgehende Linie) und Sportler (abgeknickte Linie) nach dem Arbeitskreis um Reindell (94). Sportler, Mittelwerte (x--x--x--x--) und Schwankungsbreite (.....) nach ISRAEL (49). Sportler (————), Wenig-Trainierte (-----) und Untrainierte (————) nach eigenen Ergebnissen.

Diese Darstellung interpretiert zunächst die enge lineare Korrelation zwischen absolutem Herzvolumen und Körpergewicht von Jugendlichen. Bei Körpergewichten, die etwa 60 kp übersteigen, wird die lineare Beziehung lockerer, da Trainingseinflüsse als dritte Variable ins Spiel kommen. In diesem

Bereich differieren die Mittelwerte der einzelnen Autoren; die von uns berechneten Werte liegen etwas unterhalb derer der anderen Autoren.

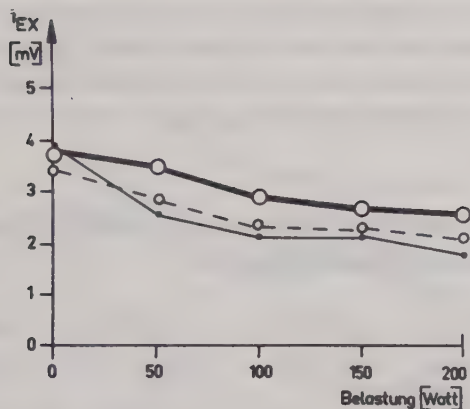
4. 2. Spannungsvektoren des Herzens im Elektrokardiogramm

Im folgenden Kapitel werden die elektrophysiologischen Änderungen des Herzens beschrieben, die unter Arbeitsbelastung im EKG zu beobachten sind.

4. 2. 1. Größe des T-Integralvektors im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A $\bar{x}$	3,8	3,5	2,9	2,7	2,6
A V	2,5 - 6,5	1,9 - 5,5	1,5 - 5,5	1,2 - 5,0	1,1 - 4
B $\bar{x}$	3,4	2,8	2,3	2,3	2,1
B V	1,5 - 5,0	1,3 - 5,0	0,8 - 4,5	0,8 - 4,0	0,5 - 4
C $\bar{x}$	3,8	2,6	2,1	2,2	1,8
C V	2,5 - 5,6	1,2 - 4,3	1,0 - 4,5	0,9 - 4,0	0,3-3,3

Tab. 17. T-Integralvektor (in mV) im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$F_1 = 4,93$	$p_1 = 0,0138$		
$F_2 = 9,18$	$p_2 < 0,0001$		
$b = -0,0065$	$a = 3,74$	$r = -0,3917$	$n = 60$
$b = -0,0058$	$a = 3,16$	$r = -0,3232$	$n = 55$
$b = -0,0087$	$a = 3,38$	$r = -0,5264$	$n = 50$

Abb. 22. Größe des T-Integralvektors (in mV) im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Kurve der Mittelwerte der jeweiligen Belastungsstufen).

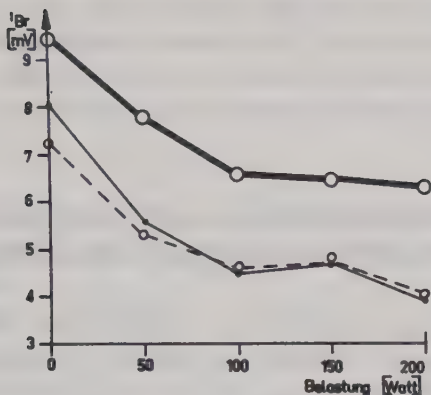
Aus Tabelle 17 und Abbildung 22 läßt sich eine deutliche Größenabnahme der T-Vektoren in der Frontalebene aller drei Versuchsgruppen A-C unter steigender körperlicher Belastung ablesen. Im Mittel nimmt der Vektor bei den Trainierten um 32% seiner ursprünglichen Größe ab, bei den Wenig-Trainierten um 38% und bei den Untrainierten sogar um 53%. Die Mittelwerte der Vektorgößen unter Ruhebedingungen sind bei den Trainierten und den Untrainierten nahezu gleich, bei den Wenig-Trainierten fanden wir einen um 5% kleineren Wert.

Nach einer Belastung von 200 Watt ist der T-Vektor der Trainierten im Mittel 20% größer als der der Wenig-Trainierten und um etwa 30% größer als der der Untrainierten. Auffallend ist die starke Größenabnahme des T-Vektors der Untrainierten, die schon bei einer geringen Belastung von 50 Watt auftritt.

4. 2. 2. Größe des T-Integralvektors im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
$\bar{x}$	9,5	7,8	6,6	6,5	5,8
^A V	5,9 - 17,0	3,7 - 12,5	3,3 - 11,2	3,2 - 10,5	3,5 - 11,0
$\bar{x}$	7,3	5,3	4,6	4,7	4,0
V	3,1 - 11,0	2,4 - 11,0	1,8 - 6,0	1,2 - 7,5	1,2 - 7,0
$\bar{x}$	8,1	5,6	4,5	4,7	3,9
^C V	4,4 - 11,0	2,4 - 10,5	1,7 - 9,5	2,1 - 3,0	1,7 - 7,5

Tab. 18. T-Integralvektor (in mV) im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$$F_1 = 13,25 \quad p_1 < 0,0001$$

$$F_2 = 12,12 \quad p_2 < 0,0001$$

$$A: b = -0,018 \quad a = 9,03 \quad r = -0,4016 \quad n = 60$$

$$B: b = -0,014 \quad a = 6,48 \quad r = -0,4534 \quad n = 55$$

$$C: b = -0,019 \quad a = 7,21 \quad r = -0,5134 \quad n = 50$$

Abb. 23. Größe des T-Integralvektors im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Kurve der Mittelwerte der jeweiligen Belastungsstufen).

Noch deutlicher als im Extremitäten-EKG läßt sich die Abhängigkeit der Größe des T-Vektors von der körperlichen Belastung und dem Trainingszustand im Brustwand-EKG erkennen (Abb. 23). Die Größenabnahme beträgt bei den Trainierten 39%, bei den Wenig-Trainierten 45% und bei den Untrainierten 52%. Dabei gehen die Trainierten von einem T-Vektor aus, der in Ruhe ungefähr 23% größer ist als der der Wenig-Trainierten und um ca. 15% größer als der der Untrainierten.

Nach einer Belastung von 200 Watt ist dieser Größenunterschied zwischen den Trainierten und den beiden anderen Gruppen auf 35% angewachsen.

Anders als im Extremitäten-EKG zeigen hier alle drei Gruppen eine sehr starke Größenabnahme des Vektors nach den ersten beiden Belastungsstufen; so ist die Gesamtgrößenabnahme (= 100%) nach 100 Watt bereits um 96%, bei den Wenig-Trainierten um 82% und bei den Untrainierten um 86% reduziert.

4. 2. 3. Größe des R-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
$\bar{x}$	12,4	12,0	11,8	11,5	11,9
A	V 5,0 - 21,0	4,5 - 19,0	6,0 - 19,0	4,4 - 18,0	7,0 - 20,0
$\bar{x}$	12,1	11,2	11,4	10,8	11,2
B	V 7,5 - 16,0	7,0 - 15,5	7,5 - 16,5	6,0 - 14,5	7,5 - 16,0
$\bar{x}$	13,6	12,5	12,4	12,3	12,0
C	V 6,5 - 23,0	3,5 - 21,5	4,7 - 22,5	4,2 - 23,0	3,3 - 22,0

Tab. 19. R-Integralvektor (in mV) im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A	$\bar{x}$ 13,2	13,2	12,2	11,6	12,1
	V 1,2 - 24,0	1,5 - 25,0	2,0 - 22,0	1,5 - 24,0	3,0 - 20,0
B	$\bar{x}$ 10,5	9,0	7,2	8,9	8,7
	V 5,8 - 23,3	3,5 - 20,0	5,0 - 14,0	3,5 - 19,5	3,5 - 12,5
C	$\bar{x}$ 14,4	13,1	12,1	12,4	11,0
	V 4,5 - 22,0	2,9 - 19,2	4,0 - 19,1	2,8 - 19,7	4,2 - 20,2

Tab. 20. R-Integralvektor (in mV) im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).

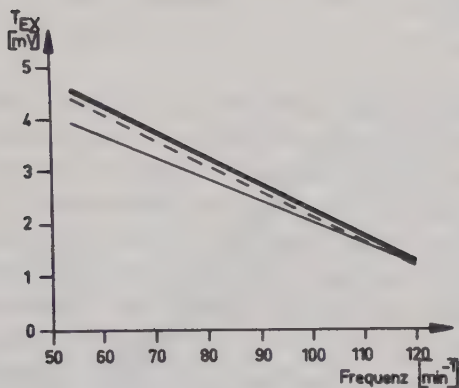
Ein Vergleich der Tabellen 19, 20 läßt erkennen, daß der R-Vektor nicht in gleichem Maße wie der T-Vektor als Kriterium für die Änderungen der elektrophysiologischen Verhältnisse des Herzens unter Belastung dienen kann. Zwar zeigt auch die Größe des Integralvektors der R-Zacke im Mittel die Tendenz, sich unter Arbeitsbelastung zu verkleinern; bei der Prüfung der Einzelwerte zeigt sich jedoch, daß sowohl Zunahmen als auch Abnahmen der Vektorgröße vorkommen können. Auch lassen sich keine Tendenzen feststellen, die für eine der Gruppen A-C charakteristisch wären. Dieses Ergebnis bestätigt die von BLASIOUS 1955 gemachten Beobachtungen (13).

4. 2. 4. Diskussion der Ergebnisse

BLASIOUS und REPGES konnten auf Grund ihrer Versuche an Normalpersonen zeigen, daß die Größe des T-Vektors¹⁾ unter

¹⁾ BLASIOUS und REPGES erhielten den T-Vektor durch Integration der Flächen unter der T-Welle der 3 Ableitungen.

Arbeitsbelastung abnimmt und zwar um so mehr, je höher sein Ausgangswert unter Ruhebedingungen lag (16). Betrachten wir unsere oben aufgezeigten Befunde auf diese Tatsache hin, so können wir feststellen, daß sich der T-Vektor von Sportlern, den wir unter Ruhebedingungen am größten fanden, unter Arbeit weniger verkleinert als der der beiden anderen Gruppen. Um die scheinbare Diskrepanz dieser beiden Ergebnisse zu klären, müssen wir zunächst feststellen, was unter den sogenannten Ruhebedingungen zu verstehen ist, und von welchen Faktoren die Spannungsentwicklung und -rückbildung abhängig ist. Die äußeren Ruhebedingungen wurden bereits im Kapitel Methodik beschrieben. Betrachten wir die Ruhekreislaufwerte der einzelnen Vp., so fällt vor allen Dingen die sehr unterschiedliche Herzfrequenz der drei Versuchsgruppen auf. Die Herzfrequenz bestimmt aber vornehmlich das Ausmaß der Repolarisationsvorgänge im Herzen (16). So haben untrainierte Vp. zum Teil eine Ruhefrequenz, die der Frequenz einer trainierten Vp. unter Arbeitsbelastung entspricht. Um die Änderungen des T-Vektors bei den einzelnen Gruppen vergleichen zu können, ist es daher angezeigt, jeweils von der gleichen Herzfrequenz auszugehen. Die beiden folgenden Abbildungen dienen der Verdeutlichung dieses Sachverhaltes.

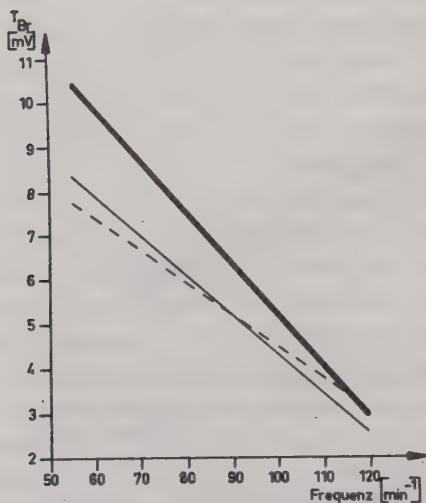


A: $b = -0,050$ $a = 7,25$ $r = -0,5987$ $n = 60$

B: $b = -0,049$ $a = 7,06$ $r = -0,7116$ $n = 55$

C: $b = -0,040$ $a = 6,16$ $r = -0,6126$ $n = 50$

Abb. 24. Größe des T-Integralvektors im Extremitäten-EKG in Abhängigkeit von der Frequenz bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden).



A:	b = -0,12	a = 16,9	r = -0,5274	n = 60
B:	b = -0,07	a = 11,7	r = -0,6236	n = 55
C:	b = -0,10	a = 14,3	r = -0,6898	n = 50

Abb. 25. Größe des T-Integralvektors im Brustwand-EKG in Abhängigkeit von der Frequenz bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden).

Aus den Kurven der Abbildungen 24, 25 geht eindeutig hervor, daß die trainierten Vp. den größten T-Vektor aufweisen und dieser unter Arbeit auch am stärksten verkleinert wird. Diese Verkleinerung wirkt sich in der Weise aus, daß die Vektorgröße bei einer Herzfrequenz zwischen 110 und 120/min diejenige der Wenig-Trainierten und der Untrainierten erreicht oder sogar geringer wird als diese. Da die T-Vektoren sowohl in der Frontal- als auch in der Horizontalebene abnehmen, läßt sich mit Sicherheit daraus ablesen, daß nicht

nur die jeweiligen Größen der Projektionen an sich kleiner werden, sondern daß tatsächlich das absolute Potential des gesamten Herzens in der T-Phase, also während der Erregungs-rückbildung im Herzmuskel, abnimmt (13).

Das Verhalten der T-Zacke ist auch von neueren Autoren untersucht worden und zwar mit dem Ergebnis, daß nach Arbeitsende zunächst eine Verkleinerung des Vektors eintritt, später dann sogar eine Vergrößerung, die von der Frequenz unabhängig ist (Zit. bei 23). KLEPZIG schrieb diese Größenänderungen der T-Zacke unter oder nach Belastung den vegetativ bedingten und periodisch verlaufenden Stoffwechseländerungen im Myocard zu, die im Ablauf der Umstellung von der trophotropen zur ergotropen Phase und umgekehrt vorkommen.

SCHÄFER machte den Einfluß von Vagus und Sympathicus auf das Herz für die Formänderungen von T verantwortlich und zwar in dem Sinne, daß der Sympathicus den T-Vektor abflacht, der Vagus diesen erhöht. NORDENFELT (79) konnte diese Ergebnisse durch Versuche mit vagoton und sympathicoton wirkenden Medikamenten bestätigen. Die Ansicht PROKOPs (82), daß die Größe der T-Zacke nach Belastung auch von der Änderung der Herzlage im Brustkorb bei tieferer Atmung abhängig sei, wurde von BUTSCHENKO (23) widerlegt, der zeigen konnte, daß diese Änderungen statistisch rein zufällig sind. Lange Zeit waren viele Autoren noch der Meinung, daß die T-Wellenabflachung nach Belastung der Ausdruck einer Koronarinsuffizienz sei (28). KLEPZIG, MÜLLER, REINDELL, SCHLÖMKA, MALAMAN und SCHÖNE (59, 103, 105) zeigten jedoch, daß diese Veränderungen physiologischer Natur sind. Anhand umfangreicher klinischer und statistischer Untersuchungen wurde diese Tatsache am Ende der fünfziger Jahre von mehreren Autoren unabhängig voneinander bewiesen (96, 98, 99).

Betrachten wir die Größenabnahme der T-Zacke in Abhängigkeit von der Belastungsstufe, so fällt noch eine weitere Tatsache auf. Die Untrainierten zeigen beim Übergang von Ruhe auf die erste Belastungsstufe die stärkste Größenabnahme (Abb. 22, 23). Übertragen auf den Organismus bedeutet dies, daß die Untrainierten bereits bei kleinen Arbeitsbelastungen eine viel stärkere Kreislaufumstellung im Sinne der Frequenzsteigerung und damit auch der Minutenvolumenerhöhung benötigen, während die Trainierten ihre Stoffwechselbedürfnisse mit Hilfe der weiter unten beschriebenen "Sparregulation" (erhöhte Sauerstoffausschöpfung des Blutes und vermehrte Volumenarbeit) befriedigen können.

So läßt sich mit Hilfe der vektoriellen Auswertung des Elektrokardiogramms auf einfache Art die ökonomische Arbeitsweise des Sportherzens zeigen. Es erscheint uns daher angebracht, die Elektrokardiogramme der Frontal- und Horizontalebene mit Hilfe dieser Auswertungsmethode in größerem Umfange als bisher für die Beurteilung des Trainingszustandes eines Organismus heranzuziehen (s. S. 47).

4. 2. 5. Änderung der Richtung des R-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C

Die unten aufgeführten Tabellen 21, 22 geben Auskunft über den Umfang der Lageänderung des R-Integralvektors:

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A $\bar{x}$	61	63	71	65	72
A V	12 - 90	24 - 89	40 - 90	30 - 90	36 - 87
B $\bar{x}$	65	62	71	67	71
B V	40 - 86	40 - 87	40 - 96	47 - 82	42 - 90
C $\bar{x}$	48	47	56	52	58
C V	25 - 73	16 - 77	30 - 79	26 - 75	38 - 72

Tab. 21. Änderungen der Richtung des R-Integralvektors (in Winkelgraden) im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A $\bar{x}$	148	122	110	123	120
A V	30- -150	24- -153	18- -150	27- -153	37- -152
B $\bar{x}$	146	165	147	146	138
B V	25- -150	67- -150	56- -154	54- -145	67- -150
C $\bar{x}$	170	171	157	164	167
C V	64- -161	90- -164	60- -154	79- -169	104- -150

Tab. 22. Änderungen der Richtung des R-Integralvektors (in Winkelgraden) im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).

Die Zusammenstellung der Werte der Richtung des R-Vektors in Frontal- und Horizontalebene der Tabellen 21, 22 läßt erkennen, daß sich der Winkel des R-Vektors im Extremitäten-EKG bei steigender Belastung vergrößert, derjenige im Brustwand-EKG sich jedoch verkleinert. Dies bedeutet, daß der R-Vektor nach Arbeit im Extremitäten-EKG mehr nach caudal und im Brustwand-EKG mehr nach dorsal weist, Änderungen, die beide darauf hinweisen, daß sich der Vektor dem des Steiltyps nähert.

Untersucht man die Winkeländerungen bei den einzelnen Lagetypen, so stellt man fest, daß bei allen drei Gruppen A-C die linkstypischen Herzen eine wesentlich größere Richtungsänderung erfahren als die Normal- und Steiltypen. Einen Überblick gibt die nachstehende Tabelle 23 und die Abbildung 26:

		Linkstyp	Normaltyp	Steiltyp
		0° - 30°	31° - 60°	61° - 90°
A	Ex	+32°	+14°	+ 5°
	Br	-20°	- 9°	+ 0°
B	Ex	-	+11°	+ 8°
	Br	-	-16°	-28°
C	Ex	+26°	+14°	- 2°
	Br	-42°	- 8°	+ 5°

Tab. 23. Mittlere Lageänderung des R-Integralvektors zwischen Ruhe und Belastung von 200 Watt in Winkelgraden (aufgegliedert nach Lagetypen im Extremitäten- und Brustwand-EKG (vgl. Abb. 26)).

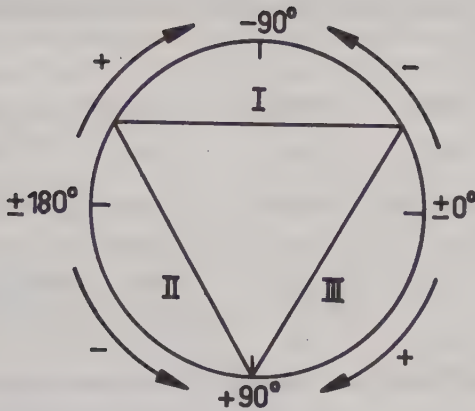


Abb. 26. Mittlere Lageänderung des R-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG (vgl. Tab. 23).

Lageänderung im Uhrzeigersinn: +

Lageänderung gegen den Uhrzeigersinn: -

4. 2. 6. Änderung der Richtung des T-Integralvektors im Extremitäten- und Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A $\bar{x}$	38	36	42	40	41
V	16 - 74	-19 - 76	0 - 83	- 19 - 78	-24 - 90
B $\bar{x}$	48	46	53	50	55
V	14 - 67	11 - 60	32 - 72	13 - 68	38 - 90
C $\bar{x}$	38	47	47	45	39
V	-20 - 60	30 - 66	-30 - 90	6 - 70	-30 - 67

Tab. 24. Änderungen der Richtung des T-Integralvektors (in Winkelgraden) im Extremitäten-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A $\bar{x}$	153	153	150	151	152
V	136 - 170	133 - 171	132 - 174	134 - 167	136 - 176
B $\bar{x}$	150	150	148	146	150
V	139 - 157	133 - 168	130 - 160	108 - 156	126 - 162
C $\bar{x}$	151	147	151	147	141
V	140 - 157	136 - 168	132 - 173	130 - 167	124 - 165

Tab. 25. Änderungen der Richtung des T-Integralvektors (in Winkelgraden) im Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V). (Alle Winkel befinden sich im negativen Bereich, die Minuszeichen wurden aus platztechnischen Gründen weggelassen.)

Im Gegensatz zum R-Vektor ändert der T-Vektor unter Arbeit seine Richtung kaum. So läßt sich für die Trainierten für sämtliche Belastungsstufen im Extremitäten-EKG ein mittlerer Winkel von $39,4^{\circ}$, für die Wenig-Trainierten von $50,4^{\circ}$ und für die Untrainierten von $43,2^{\circ}$ ermitteln (jeweilige Variationsbreite $\pm 5^{\circ}$).

Noch konstanter ist das Verhalten im Brustwand-EKG. Hier lassen sich bei einer Variationsbreite von $\pm 4^{\circ}$ die folgenden mittleren Winkel ermitteln: Trainierte $-151,8^{\circ}$, Wenig-Trainierte $-148,8^{\circ}$ und Untrainierte $-147,4^{\circ}$.

Diese Ergebnisse bestätigen die von BLASIUS und REPGES gemachten Beobachtungen (11).

4. 2. 7. Diskussion der Ergebnisse

Die während der Erregungsausbreitung in jeder Herzperiode entwickelte Spannung bildet sich bis zum Beginn der nächsten Periode wieder zurück. Aus dieser Tatsache müßte sich auf Grund physikalischer Gesetze ergeben, daß der Fläche des QRS-Komplexes, die der Spannungsproduktion während der Erregungsausbreitung im Herzen entspricht, eine gleich große, aber entgegengesetzt gerichtete Fläche der T-Welle gegenübersteht ("elementarer Erregungsrückgang"). Bei der Addierung der Spannungszeitfläche der QRS- und T-Periode müßte die Summe Null werden, wenn man alle Ausschläge oberhalb der isoelektrischen Linie als positiv, alle unterhalb als negativ wertete. Da die Summe bei der Auswertung des menschlichen EKG jedoch nicht gleich Null ist, muß noch eine weitere, nicht elementare Spannungskomponente angenommen werden ("sog. inhomogener Erregungsrückgang"). Da dieser inhomogene Erregungsrückgang nach Größe und Richtung bestimmbar ist, kann dieser ebenfalls als Vektor behandelt werden. SCHÄFER (102) hat für

diesen die Bezeichnung "Inhomogenitätsvektor" geprägt; im amerikanischen Schrifttum wird er als "Ventrikelgradient" bezeichnet.

Die folgende Abbildung 27 soll verdeutlichen, wie sich der im EKG zu messende T-Integralvektor ($\vec{T}$) als Resultante aus dem Vektor des elementaren T ($\vec{T}_E$) und dem des inhomogenen Erregungsrückganges ($\vec{G}$) ergibt.

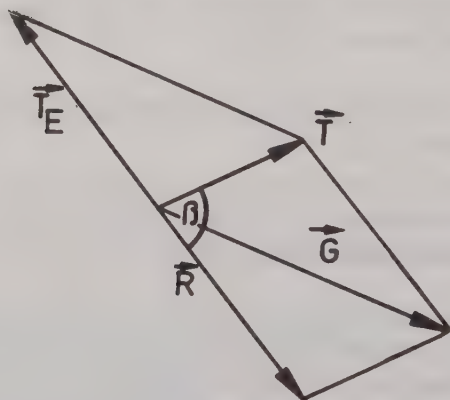


Abb. 27. Beziehung zwischen T-Integralvektor, elementarem T und inhomogenem Erregungsrückgang G.

Die Änderungen des inhomogenen Erregungsrückganges sind rechnerisch abhängig von der Größe des T-Integralvektors, der Größe des R-Integralvektors und dem Winkel β zwischen R- und T-Integralvektor.

Über die mittleren Änderungen des Winkels β bei den Gruppen A-C geben Tab. 26 und Abb. 28 Auskunft.

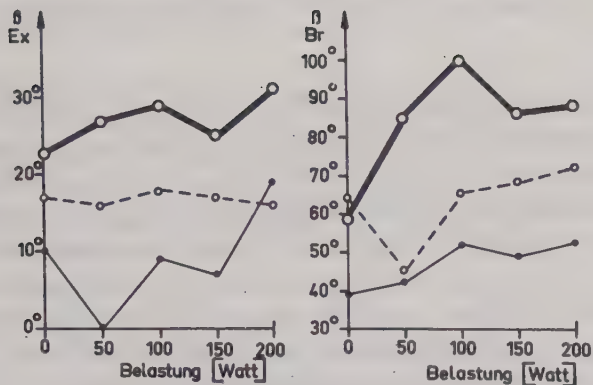


Abb. 28. Änderung des Winkels β im Extremitäten- und Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C.

Grp	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
Ex	23	27	29	25	31
Br	59	85	100	86	88
Ex	17	16	18	17	16
Br	64	45	65	68	72
Ex	10	0	9	7	19
Br	39	42	52	49	52

Abb. 26. Änderungen des Winkels β (in Winkelgraden) im Extremitäten- und Brustwand-EKG unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte).

Die trainierten Vp. zeigen den größten Winkel β zwischen den mittleren Achsen des R- und T-Vektors. BUTSCHENKO (23) fand bei seinen Untersuchungen an Sportlern unter Ruhebedingungen einen durchschnittlichen Wert für diesen Winkel von $27,3^\circ$, der

nur wenig über dem unsrigen von 23° liegt. Die anderen Gruppen B und C weisen mit 17° und 10° erheblich niedrigere Werte auf.

Unter Arbeitsbelastung divergieren die Richtungen der QRS- und T-Vektoren mehr als in Ruhe, ein Befund, der ebenso wie die Verkleinerung der Vektorlänge von T (s. Abb. 22, 23) im Sinne einer Homogenisierung des Erregungsrückganges zu deuten ist. Mit dieser Folgerung stehen wir in Übereinstimmung mit den von BLASIUS (13) beschriebenen Ergebnissen. Als oberste Grenze der Winkeldifferenz zwischen den beiden Vektoren wird von TISCHLER (112) und SCHULJATEWA (Zit. bei 23) ein Wert von 45° angegeben; HOLZMANN (47) hält 60° noch für normal.

Eine Vergrößerung über diesen Grenzwert hinaus wird nach Ansicht einiger Autoren bei pathologischer Hypertrophie der Herzkammern und bei Infektionskrankheiten gehäuft beobachtet (38, 81).

Unsere Ergebnisse haben erneut gezeigt, wie wichtig die vektorielle Auswertung des EKG für die Beurteilung der Funktionstüchtigkeit des Herzens ist; nicht zuletzt wegen der verhältnismäßig einfachen Methodik scheint uns dieses Hilfsmittel für sportärztliche Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit und Trainierbarkeit außerordentlich ergiebig zu sein.

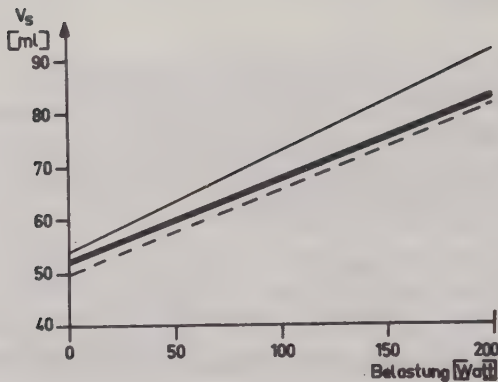
4. 3. Physikalische Kreislaufgrößen

4. 3. 1. Schlagvolumen

In den folgenden Kapiteln soll dargestellt werden, in welcher Weise das Schlagvolumen, das Minutenvolumen und die Herzfrequenz sich unter steigenden Belastungen ändern und von der körperlichen Leistungsfähigkeit und dem jeweiligen Trainingszustand der Gruppen A-C abhängen.

Grp	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A	$\bar{x}$ 48,8	59,9	73,9	76,7	79,4
	V 38,4-62,2	37,7-82,5	35,6- 95,0	34,8-115,0	51,2-117,0
B	$\bar{x}$ 46,5	59,5	69,5	73,7	78,4
	V 29,4-78,8	37,9-96,7	36,9-114,2	47,5-111,9	58,9-114,0
C	$\bar{x}$ 46,7	69,8	78,4	78,7	87,2
	V 28,7-64,5	32,3-98,5	48,0-122,9	46,9-113,5	62,5-108,0

Tab. 27. Änderung des Schlagvolumens (in ml) unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$F_1 = 2,00$	$p_1 = 0,1362$		
$F_2 = 19,50$	$p_2 < 0,0001$		
A: $b = 0,156$	$a = 52,2$	$r = +0,5610$	$n = 60$
B: $b = 0,156$	$a = 49,9$	$r = +0,5387$	$n = 55$
C: $b = 0,180$	$a = 54,2$	$r = +0,5636$	$n = 50$

Abb. 29. Änderung des Schlagvolumens unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden).

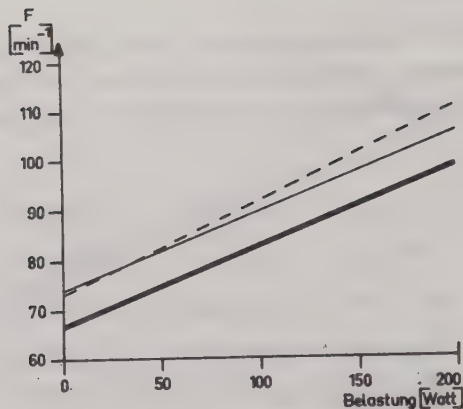
Alle drei Gruppen gehen von fast demselben mittleren Ruhe-schlagvolumen aus (45-50 ml). Bis einschließlich 100 Watt Belastung steigen die Kurven steil an (Tab. 27) und ändern sich bei Belastung bis 200 Watt nur noch geringfügig. Über den gesamten Belastungsbereich zeigen die trainierten Vp. die geringste Schlagvolumenzunahme (30,6 ml), die Untrainierten die höchste (40,5 ml), während die Wenig-Trainierten mit 31,9 ml dicht bei den Trainierten liegen (Tab. 27, Abb. 29). Von der gesamten Schlagvolumenzunahme haben die Trainierten nach 100 Watt Belastung bereits 82%, die Wenig-Trainierten 72% und die Untrainierten 78% ausgeschöpft.

4. 3. 2. Herzfrequenz

Zur Beurteilung des Blutumlaufes muß außer dem Schlagvolumen auch die Herzfrequenz berücksichtigt werden. Die gefundenen Mittelwerte der Herzfrequenz sind in Tab. 28 und Abb. 30 dargestellt.

Grp	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W	
A	$\bar{x}$	61,5	78,3	87,9	90,4	95,3
	V	50 - 70	65 - 96	75 - 102	83 - 103	83 - 105
B	$\bar{x}$	66,1	88,2	97,6	99,8	106,7
	V	43 - 82	66 - 112	80 - 117	74 - 117	83 - 125
C	$\bar{x}$	65,4	88,9	95,7	96,8	102,1
	V	50 - 76	64 - 112	74 - 125	80 - 118	86 - 117

Tab. 28. Änderung der Herzfrequenz unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$$F_1 = 10,02 \quad p_1 = 0,0002$$

$$F_2 = 56,27 \quad p_2 < 0,0001$$

$$A: b = 0,160 \quad a = 66,8 \quad r = +0,8094 \quad n = 60$$

$$B: b = 0,186 \quad a = 73,1 \quad r = +0,7078 \quad n = 55$$

$$C: b = 0,163 \quad a = 73,5 \quad r = +0,6510 \quad n = 50$$

Abb. 30. Änderung der Herzfrequenz unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden).

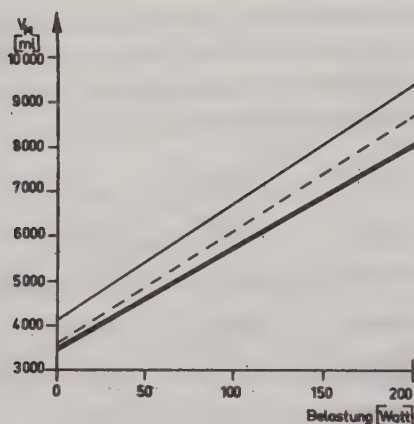
Wie aus den Kurven der Abbildung 30 zu ersehen ist, setzen sich die Werte der Trainierten deutlich von denen der beiden anderen Gruppen ab. Zwar ist die relative Frequenzsteigerung bei allen Gruppen fast gleich (Trainierte 155%, Wenig-Trainierte 162%, Untrainierte 156%), jedoch weisen die Trainierten eine Frequenz auf, die im Mittel 4-10 Schläge pro Minute tiefer liegt als bei den beiden anderen Gruppen. Der Anteil an der Gesamtsteigerung ist hier - analog den Verhältnissen für das Schlagvolumen - zwischen 0 und 100 Watt auch am größten (Trainierte 78%, Wenig-Trainierte 77% und Untrainierte 83%).

4. 3. 3. Herzminutenvolumen

Ein Vergleich der ausgeworfenen Blutvolumina unter steigenden Belastungen wird erst durch die Ermittlung der Minutenvolumina möglich, da bei deren Bestimmung die unterschiedlichen Herzfrequenzen mitberücksichtigt werden.

Grp	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A	$\bar{x}$ 3001	4700	6523	6881	7506
	V 2300-3910	2860-7300	3340-8400	3310- 9760	5210-10550
B	$\bar{x}$ 3041	5185	6661	7262	8316
	V 1970-5510	3790-8210	3950-10750	5230-11190	6780-12520
C	$\bar{x}$ 3051	6283	7525	7607	8872
	V 1580-4290	3160-8860	4270-11950	4360-10450	5750-11000

Tab. 29. Änderung des Herzminutenvolumens (in ml) unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$F_1 = 4,48$	$p_1 = 0,0128$		
$F_2 = 48,63$	$p_2 < 0,0001$		
A: $b = 22,4$	$a = 3484$	$r = +0,7242$	$n = 60$
B: $b = 25,3$	$a = 3567$	$r = +0,7539$	$n = 55$
C: $b = 25,9$	$a = 4074$	$r = +0,6784$	$n = 50$

Abb. 31. Änderung des Herzminutenvolumens unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden).

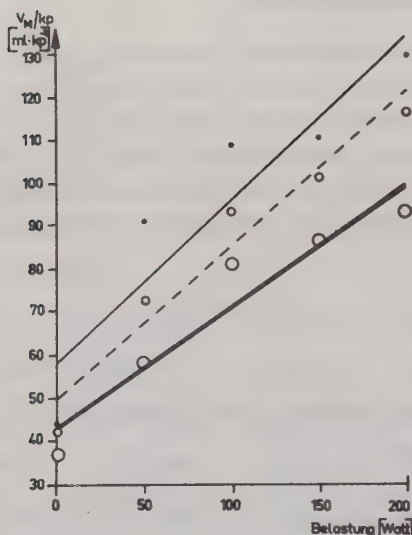
Die Ruheminutenvolumina liegen ähnlich wie die Ruheschlagvolumina dicht beieinander, wobei die Trainierten den niedrigsten, die Untrainierten den höchsten Wert aufweisen. Während bei einer Belastung von 100 Watt und 200 Watt die Volumina bei allen drei Gruppen fast gleichmäßig ansteigen, zeigen die Untrainierten bei Belastungen zwischen 0 und 100 Watt gegenüber den beiden anderen Gruppen einen sehr steilen Anstieg ihrer Minutenvolumenkurve. Über den gesamten Belastungsbereich vergrößert sich das Minutenvolumen der Trainierten um 150%, der Wenig-Trainierten um 175% und der Untrainierten um 190% (Abb. 31, Tab. 29).

4. 3. 4. Relatives Herzminutenvolumen

Beziehen wir das jeweils ausgeworfene Minutenvolumen auf das Körpergewicht, so wird in diesem Quotienten sowohl die unterschiedliche Herzfrequenz als auch die unterschiedliche Größe des mit Sauerstoff zu versorgenden Organismus berücksichtigt. Damit erhalten wir eine vorzügliche Vergleichsmöglichkeit für das funktionelle Herzminutenvolumen aller drei Gruppen.

	Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A					
$\bar{x}$	37,9	58,2	81,4	85,8	93,9
V	24,9-54,6	37,9- 87,6	46,0-107,9	45,7-115,1	58,1-126,0
B					
$\bar{x}$	42,6	72,9	93,6	101,5	116,4
V	25,9-81,7	48,5-121,8	51,9-159,3	68,7-165,8	77,0-185,9
C					
$\bar{x}$	44,3	91,0	108,8	110,2	129,8
V	24,7-68,6	49,8-125,9	69,5-168,5	71,0-147,2	93,5-175,5

Tab. 30. Änderung des relativen Herzminutenvolumens (in ml/kp) unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Mittelwerte $\bar{x}$ und Variationsbreite V).



$$F_1 = 14,58 \quad p_1 < 0,0001$$

$$F_2 = 41,94 \quad p_2 < 0,0001$$

$$A: b = 0,28 \quad a = 43,5 \quad r = +0,7169 \quad n = 60$$

$$B: b = 0,35 \quad a = 50,2 \quad r = +0,6767 \quad n = 55$$

$$C: b = 0,38 \quad a = 58,8 \quad r = +0,6981 \quad n = 50$$

Abb. 32. Änderung des relativen Minutenvolumens unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Regressionsgeraden mit den Mittelwerten bei den jeweiligen Belastungsstufen).

Betrachten wir die in Abb. 32 dargestellten Kurven, so lassen sich aus diesen die Leistungsunterschiede der einzelnen Gruppen sehr deutlich ablesen. Schon in Ruhe zeigen die Trainierten ein wesentlich niedrigeres relatives Minutenvolumen; dieses liegt im Mittel um 6,4 ml/kp unter dem der Untrainierten und um 4,7 ml/kp unter dem der Wenig-Trainierten. Nach 200 Watt Belastung ist das relative Minutenvolumen der Trainierten sogar um 35,9 ml/kp und um 22,5 ml/kp geringer als

bei den Untrainierten und den Wenig-Trainierten. Auffallend ist der sehr starke Anstieg der Kurve der Untrainierten zwischen 0 und 50 Watt und zwischen 150 und 200 Watt.

3. 5. Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Schlagvolumenbestimmung verschiedener Autoren zeigen sehr unterschiedliche Mittelwerte und eine große Schwankungsbreite. Diese Tatsachen dürften hauptsächlich durch die unterschiedlichen Methoden der Bestimmung, das verschiedene Alter und den jeweiligen Trainingszustand der untersuchten Personen bedingt sein. Einen Überblick über die Ergebnisse einiger Autoren gibt die folgende Tabelle:

Autor	Methode	Alter	n	V_S		$\bar{x}$
				V		
Broemser-Ranke	Broemser-Ranke	-	-	60-90		-
Busse	" "	16-28	27	39-135		-
Chapman	Indikatorverd.	-	5	-		93
Israel ⁺¹	Broemser-Ranke	17-35	471	26,5-107		58,1
Klensch, Hohnen	Ballistokardiogr.	-	12	-		70,1
Mellerowicz	Broemser-Ranke	20-30	25	30,0-60,0		55,0
Reindell	Fick	-	20	-		83,4

Tab. 31. Ergebnisse der Schlagvolumenbestimmung einiger Autoren mit unterschiedlichen Methoden und bei verschiedenen Altersgruppen
(⁺¹: ISRAEL führte seine Untersuchungen an Sportlern durch).

Wir fanden Ruheschlagvolumina, die zwischen 28,7 ml und 78,7 ml lagen, im Mittel bei 47,3 ml. Die Sportler wiesen ein mittleres Schlagvolumen von 48,8 ml auf und lagen somit um ein geringes über den entsprechenden Werten der beiden anderen Gruppen, jedoch noch unter denen anderer Autoren. So fand MELLEROWICZ (70) für Sportler ein mittleres Schlagvolumen von 55 ml, REINDELL u.a. (89) von 66,1 ml und STOLLREITER (111) von 58 ml.

Während die genannten Autoren der Meinung sind, daß das Schlagvolumen der Sportler gegenüber dem der Untrainierten leicht vermindert sei, fanden KLENSCH (58), MUSSHOF (76) und GEBHARDT (35) erhöhte Werte. Daß man bei der Beurteilung solcher Ergebnisse zurückhaltend sein sollte, beweist auch die Tatsache, daß REINDELL bei seinen umfangreichen Untersuchungen sowohl erhöhte als auch erniedrigte Werte für das Ruheschlagvolumen von Sportlern fand. Dies mag einerseits methodische Gründe haben, zum anderen vielleicht auch daran liegen, daß nur sehr lose Beziehungen zwischen dem Schlagvolumen und morphologischen und anderen funktionellen Kreislaufgrößen bestehen. So konnte von mehreren Autoren gezeigt werden, daß keine Korrelation zwischen Herzvolumen und Schlagvolumen besteht, wie dies NYLIN noch angenommen hatte (49, 74). Das Ruheschlagvolumen sollte nach Meinung dieses Autors der Größe des Herzvolumens proportional sein (sog. NYLIN-Index; 80). Lediglich unter vita maxima-Bedingungen fand REINDELL eine Korrelation zwischen diesen beiden Größen (74, 91). WEZLER, BÜGER und THAUER (115, 116) fanden unter körperlicher Belastung eine Vergrößerung des Schlagvolumens um 100%-200%. BAYER, BIERHAUS, DEPPE, LILJESTRAND, METZNER und STOLLREITER ermittelten schon bei relativ geringen Belastungen Schlagvolumina von 150 -200 ml (Zit. bei 49). KLENSCH (Lit. 57) fand bei seinen ballistokardiographischen Untersuchungen bei einer Belastung von 150 Watt Werte von 191 ml bei einer Herzfrequenz von 180 Schlägen pro Minute. Obwohl wir

unsere Vp. sogar mit 200 Watt belasteten, fanden wir nur Schlagvolumenwerte von durchschnittlich 81,6 ml (51,2-117,0 ml), einer Steigerung von ca. 77% des Ruhewertes entsprechend. Damit stehen wir in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von ASMUSSEN und NIELSEN (1), HOMER und TORONTO (48) und SJÖSTRAND (108), die ebenfalls nur mäßige Steigerungen des Schlagvolumens unter Arbeitsbelastung fanden. Von einigen amerikanischen und skandinavischen Autoren (Zit. bei 1, 4, 5, 45, 46, 100, 108) wurde mit Hilfe des FICKschen Prinzips sogar eine Konstanz des Schlagvolumens unter Belastung ermittelt. Dies führte zeitweilig zu der Annahme, daß allein die Frequenz für die Steigerung des Minutenvolumens verantwortlich sei. Erste Zweifel an dieser Theorie äußerte von physiologischer Seite K. WEZLER, der meinte, daß eine Konstanz des Schlagvolumens nur bei einer kaum vorstellbaren Änderung der elastischen Eigenschaften des Herzmuskels möglich sei (Zit. bei 36). Von klinischer Seite hatte auch REINDELL Bedenken, da er bei kymographischen Untersuchungen unter Belastung eine erhebliche Vergrößerung der Pulsationen des linken Herzrandes und auch der Aorta feststellen konnte.

In der Folge konnten dann verschiedene Autoren zeigen, daß eine Verfälschung der Schlagvolumenbestimmung mit der FICKschen Methode durch den Einfluß des Herzkatheters zustande kommt. Durch den endokardialen Berührungsreiz des Katheters verliert das Myokard offensichtlich die Fähigkeit zu aktiver autonomer Tonus- und Kontraktilitätsänderung (31, 57, 92).

CHAPMAN u.a. (24) fanden bei der Bestimmung des Schlagvolumens mit der Indikatorverdünnungsmethode unter Belastung regelmäßig eine Vergrößerung, so daß die Autoren zu dem heute wohl allgemein anerkannten Schluß kamen: "Increase in stroke volume is one of the mechanisms normally utilized in cardiovascular adaptation in man."

Für den erwachsenen Mann gilt eine Ruheherzfrequenz von durchschnittlich 68-72 Schlägen pro Minute als normal (49). In den klinischen Lehrbüchern werden Ruheherzfrequenzwerte zwischen 60 und 80 Schlägen pro Minute angegeben (41, 47). Die Durchschnittswerte der Herzfrequenz in Ruhe aller Gruppen A-C unserer Vp. lagen an der unteren Grenze der klinischen Normalwerte (61,5-66,1/min), wobei die Werte zwischen 43/min und 82/min schwankten; die Streubreite dürfte durch die vielfältigen endo- und exogenen, sowie intra- und extracardialen Einflüsse erklärbar sein.

Wie weiter oben bereits dargelegt, haben die Sportler eine Frequenz in Ruhe, die im Mittel um vier Schläge geringer ist als die der beiden anderen Gruppen. Die Ruhebradykardie des Sportlers, die zuerst von HERXHEIMER 1933 beschrieben worden ist (42), wurde später von vielen Autoren bestätigt (Zit. bei 49).

GOLLWITZER-MEIER (37) und REIN (85) sahen in der niedrigen Herzfrequenz eine ökonomische Arbeitsweise des Herzens und folgerten, daß die Ökonomie der Herzarbeit um so größer sein müsse, je tiefer die Herzfrequenz liege. Auf Grund dieser Tatsache ist dem Arzt ein sehr einfaches Mittel in die Hand gegeben, durch Messung der Pulsfrequenz einen Hinweis auf den Trainingsgrad einer Person zu erhalten; allerdings muß er vorher eine pathologische Bradykardie ausschließen. Die tiefstmöglichen Werte für eine Trainingsbradykardie wurden von BORGARD (1937) mit 29 und von WHITE (1951) mit 31 Schlägen pro Minute angegeben.

Auch unter Arbeitsbelastung liegen die Werte der Herzfrequenz von Sportlern deutlich unter denjenigen der beiden anderen Gruppen, eine Tatsache, die im Sinne einer besseren Anpassungsfähigkeit an Belastungen und damit auch gleichzeitig als ökonomische Arbeitsweise des Herzens zu deuten ist.

Was für die Schwankungsbreite der Schlagvolumina in Ruhe gilt, ist in gleichem Maße für diejenige der Herzminutenvolumina zutreffend. Einen Überblick über die Ergebnisse von Bestimmungen der Ruheminutenvolumina nach BROEMSER-RANKE bei Normalpersonen gibt die folgende Tabelle 32. Wie aus dieser Zusammenstellung zu ersehen ist, schwanken die Werte der Ruheminutenvolumina zwischen 1,7 und 7,6 l/min.

Autoren	V_m [l]
Grollmann	2,96 - 4,60
Eppinger	2,60 - 7,60
Wezler und Böger	3,00 - 6,00
Wezler, Thauer, Greven	1,70 - 6,90
Bickenbach	2,50 - 6,50
Ewig und Hinsberg	3,60 - 6,50
Rossier und Bühlmann	4,00 - 6,00

Tab. 32. Ergebnisse von Herzminutenvolumenbestimmungen nach BROEMSER-RANKE verschiedener Autoren (49, 70).

Die von uns bestimmten Minutenvolumina in Ruhe aller Vp. der Gruppen A-C lagen zwischen 1,6 und 5,5 l/min, ein Ergebnis, das dem von WEZLER, THAUER und GREVEN gefundenen nahe kommt. Der Mittelwert der Trainierten lag mit 3,0 l/min nur wenig über dem von MELLEROWICZ (70) angegebenen Wert von 2,75 l/min und dem von GEBHARDT (35) angegebenen von 2,6 l/min. Unsere Werte stimmen auch überein mit denen von REINDELL, BARCROFT, KROGH, CHRISTENSEN, BERGER und OLLOZ (Zit. bei 70).

Während unsere Bestimmungen der Schlagvolumina bei Sportlern im Vergleich zu untrainierten Personen sowohl größere als auch kleinere Werte ergaben, fanden wir die Minutenvolumina der Gruppe A regelmäßig im niederen Bereich. Noch deutlicher

läßt sich dieses Verhalten aus den Kurven der relativen Minutenvolumina ablesen (vgl. Abb. 32), die uns unter Berücksichtigung des unterschiedlichen Körpergewichts der einzelnen Vp. einen besonders guten Vergleich gestatteten.

Die Verringerung des Ruheminutenvolumens bei körperlichem Training muß als Anpassungsmaßnahme des Organismus aufgefaßt werden, die auf folgenden miteinander gekoppelten Vorgängen beruht:

einer Erhöhung der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz (BLASIUS, DELIUS u. REINDELL, MELLEROWICZ, MEROTH, PETERS und ZAEPER), die einerseits bedingt ist durch eine bessere Kapillarisation der Muskulatur (PETREN, VANNOTTI und PFISTERER) und andererseits durch eine Verlangsamung des Blutstromes (BLASIUS, CHRISTENSEN, DELIUS, FRIC, MELLEROWICZ, REINDELL und DELIUS) und ferner einer trainingsbedingten vegetativen Gesamtumstellung des Stoffwechsels mit Überwiegen der parasympathicotonen Seite im Sinne einer verbesserten Ökonomie.

Diese Trainingsanpassung des Organismus kommt unter Arbeitsbelastung noch deutlicher zum Vorschein. Während die Trainierten unseres Versuchsgutes nach einer Belastung von 200 Watt ihr Minutenvolumen um 150% (= 4500 ml) steigerten, erhöhten es die Wenig-Trainierten schon um 175% (= 5300 ml) und die Untrainierten sogar um 190% (= 5800 ml). Bezieht man diese Größen auf das jeweilige Körpergewicht, so zeigt sich, daß die Wenig-Trainierten 22,5 ml und die Untrainierten 35,9 ml Blut pro Kilogramm Körpergewicht und Minute mehr benötigten als die Trainierten, um ihren Energiebedarf zu decken. Ein Vergleich dieser Werte zeigt eindrucksvoll die sich steigende Fähigkeit des Organismus zu allgemeiner Sparregulation bei steigendem Training.

Zusammenfassend lassen sich folgende Ökonomieprinzipien des Kreislaufs der Trainierten feststellen:

1. vermindertes Minutenvolumen,
2. erhöhte arterio-venöse Sauerstoffdifferenz,
3. Änderung der vegetativen Grundeinstellung im Sinne eines Parasympathicotonus.

Während wir das verminderte Minutenvolumen direkt messen und berechnen, können wir die beiden anderen Ökonomieprinzipien am besten anhand der Abb. 33 erläutern.

Wie die Abb. 33 zeigt, weisen die Kurvenverläufe des Schlagvolumens, des Minutenvolumens und der Herzfrequenz unter steigenden Belastungen für die Gruppen B und C jeweils eine stärkere Steigerung auf als diejenigen der Gruppe A. Für das Verhalten der Herzfrequenz der Wenig-Trainierten und Untrainierten bedeutet dies, daß es einem stärkeren Sympathicotonus unterliegt, während die Herzfrequenz der Trainierten auf Grund ihrer parasympathicotonen Einstellung bei gleicher Belastung geringfügiger gesteigert wird.

Da bei den Trainierten unter Belastung trotz der geringen Herzfrequenzzunahme auch das Schlag- und Minutenvolumen weniger ansteigt als bei den anderen Gruppen, muß der trainierte Organismus das geringere Sauerstoffangebot durch eine stärkere Ausschöpfung des Blutes ausgleichen, d.h. durch eine Erhöhung der arteriovenösen Sauerstoffdifferenz.

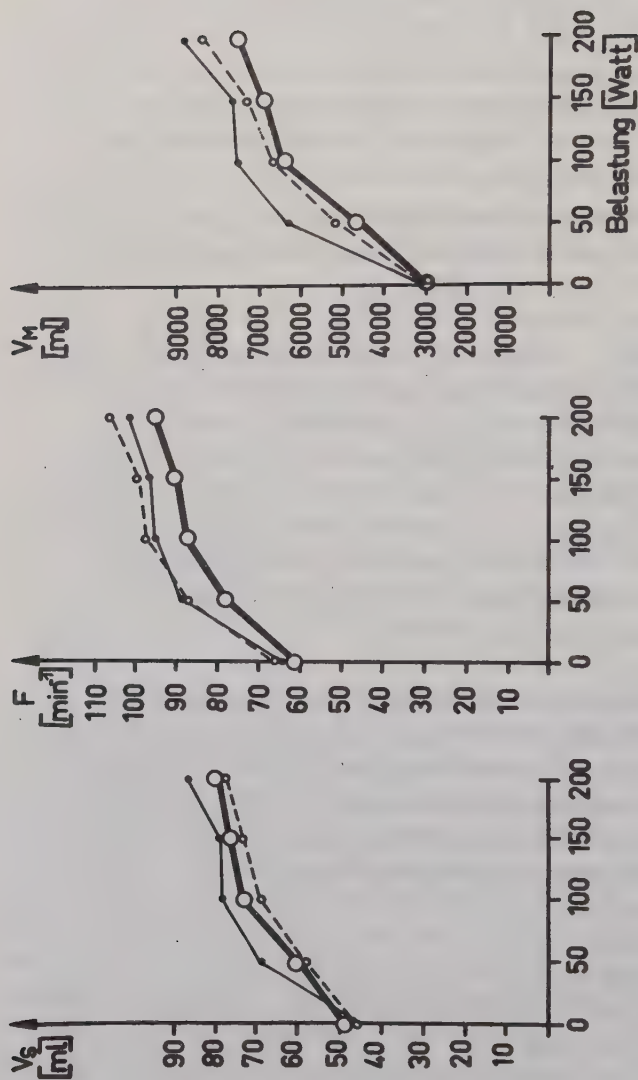


Abb. 33. Änderung des Schlagvolumens, des Minutenvolumens und der Herzfrequenz unter steigender Belastung bei den Gruppen A-C (Kurve der Mittelwerte der jeweiligen Belastungsstufen).

4. 4. Herzminutenvolumen-Quotient (Q_{Vm} -Wert)

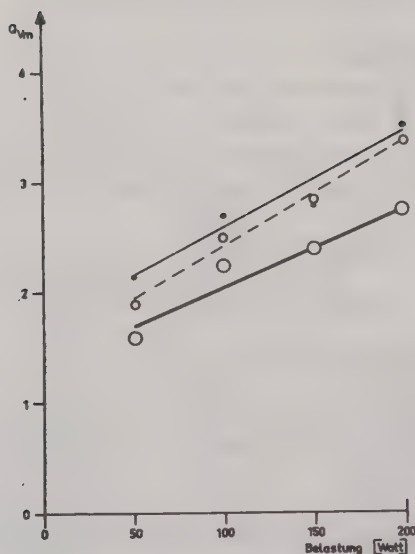
4. 4. 1. Verhalten des Herzminutenvolumen-Quotienten

Der Q_{Vm} -Wert nach BLASIUS (s. 2. 5. 8.) gibt bei steigender Belastung das Verhältnis zwischen dem Herzminutenvolumen unter Belastung und dem in Ruhe wieder. Die von den jeweiligen Gruppen und Belastungsstufen abhängigen Mittelwerte und Schwankungsbreiten der Q_{Vm} -Werte sind in Tab. 33 aufgeführt.

Grp	50 W	100 W	150 W	200 W
A	$\bar{x}$ 1,59	2,24	2,38	2,73
	V 0,73-2,46	0,90-3,14	0,91-2,92	1,47-3,36
B	$\bar{x}$ 1,89	2,50	2,83	3,36
	V 1,37-2,89	1,88-3,34	2,00-3,84	2,20-4,75
C	$\bar{x}$ 2,14	2,69	2,81	3,53
	V 1,78-3,29	1,89-3,78	1,98-4,28	2,08-5,26

Tab. 33. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) der Q_{Vm} -Werte der Gruppen A-C unter steigenden Belastungen.

In Abb. 34 sind ferner die Mittelwerte und die zugehörigen Regressionsgeraden für die Q_{Vm} -Werte der Gruppen A-C in Abhängigkeit von der Belastung dargestellt. Alle Ruhewerte haben nach der Definition einen Q_{Vm} -Wert von 1. Unter Belastung zeigt sich nun folgendes Verhalten (Tab. 33, Abb. 34)



$F_1 = 3,67$	$p_1 = 0,0005$		
$F_2 = 23,27$	$p_2 < 0,0001$		
A: $b = 0,0071$	$a = 1,33$	$r = +0,5860$	$n = 48$
B: $b = 0,0095$	$a = 1,46$	$r = +0,6575$	$n = 44$
C: $b = 0,0086$	$a = 1,72$	$r = +0,5446$	$n = 40$

Abb. 34. Mittelwerte und Regressionsgeraden der Q_{Vm} -Werte bei den Gruppen A-C unter steigenden Belastungen.

1. Der Q_{Vm} -Wert steigt mit der Belastung an.
2. Sportler weisen die geringsten, Wenig-Trainierte eine größere, Untrainierte die größte Zunahme der Q_{Vm} -Werte auf.
3. Beim Übergang von Ruhe zu einer Belastung von 50 W ist der Anstieg der Q_{Vm} -Werte bei allen Gruppen sehr ausgeprägt. Für diesen Abschnitt beträgt die Q_{Vm} -Zunahme bei Sportlern

0,59, bei Wenig-Trainierten 0,89, bei Untrainierten 1,14. Die prozentualen Steigerungen, bezogen auf die Gesamtänderungen (0-200 W), betragen bei Sportlern 34%, bei Wenig-Trainierten 38%, bei Untrainierten 45%.

4. Die Variationsbreite der Q_{Vm} -Werte von Sportlern bleibt bei zunehmenden Belastungen nahezu konstant (um 2). Im Vergleich dazu ist die Schwankungsbreite der Wenig- und Untrainierten bei geringen Belastungen etwas kleiner (1,5), steigt aber bei einer Belastung von 200 W auf wesentlich größere Werte an (2,8 und 3,1).

4. 4. 2. Verhalten des Herzminutenvolumen-Quotienten in Abhängigkeit von Körpermaßen

BLASIUS hat bei Q_{Vm} -Bestimmungen mit Belastung durch Kniebeugen festgestellt, daß unter diesen Bedingungen Alter und Körpergröße zur Beurteilung der Q_{Vm} -Werte herangezogen werden müssen (9); er hat dafür entsprechende Normwerte angegeben. Um zu klären, ob auch beim liegenden Probanden ähnliche Beziehungen bestehen, sind die Q_{Vm} -Werte bei einer Belastung von 200 W in Abb. 35 gegen das Körpergewicht, in Abb. 36 gegen die Körpergröße aufgetragen.

Die Verteilung der Q_{Vm} -Einzelwerte und der Verlauf der Regressionsgeraden in Abhängigkeit vom Körpergewicht ist denen in Abhängigkeit von der Körpergröße außerordentlich ähnlich; beide Abbildungen können deshalb gemeinsam besprochen werden.

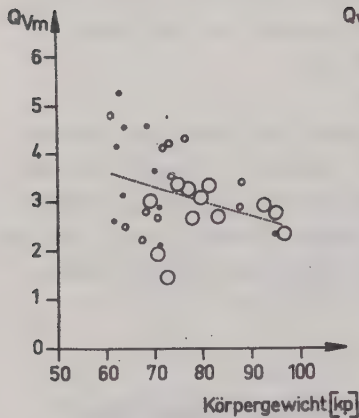


Abb. 35

A-C: $b = -0,0302$ $a = 5,43$ $r = -0,3487$ $n = 33$

Abb. 35. Einzelwerte und Regressionsgerade der Q_{Vm} -Werte bei 200 W¹⁾ aller drei Gruppen in Abhängigkeit vom Körpergewicht.

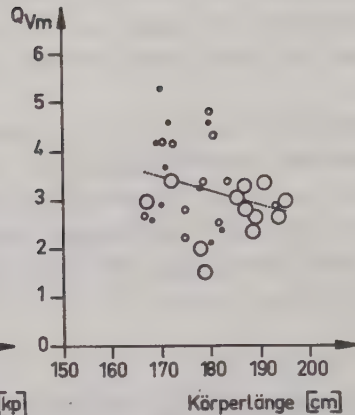


Abb. 36

A-C: $b = -0,0297$ $a = 8,51$ $r = -0,2805$ $n = 33$

Abb. 36. Einzelwerte und Regressionsgerade der Q_{Vm} -Werte bei 200 W in Abhängigkeit von der Körpergröße.

Beide Funktionen zeigen einen mäßig abfallenden Verlauf der Regressionsgeraden, welcher nun die Werte aller drei Gruppen zugrunde liegen. Es ist demnach bei gewichtigen oder langen Vp. mit kleineren Q_{Vm} -Werten zu rechnen. Die Streuung der

¹⁾ Wir wählten Q_{Vm} -Werte bei 200 Watt, der größten Belastungsstufe unserer Versuchsreihe, da die Herz- und Kreislaufreaktionen bei den hohen Belastungen am ausgeprägtesten sind und sich bei 200 Watt die statistisch besten Beziehungen ergaben.

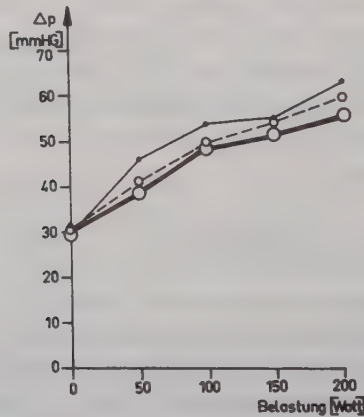
Einzelwerte ist aber in beiden Funktionen beträchtlich; dieses gilt besonders für V_p mit einem Körpergewicht unter 80 kp bzw. einer Körpergröße unter 180 cm. Das recht einheitliche Verhalten der Q_{Vm} -Werte im darüberliegenden Bereich ist ein Ergebnis, welches nur zum Teil auf die geringere Anzahl von V_p ., besonders von Wenig- und Untrainierten zurückzuführen ist, denn auch schon bei kleineren Körpergewichten (unter 80 kp) bzw. kleineren Körpergrößen (unter 180 cm) ist diese Tendenz vorhanden. Die Streuung der Q_{Vm} -Werte für Sportler ist, wie Tab. 33 zeigt, gegenüber denen der anderen Gruppen kleiner. Eine gruppenspezifische Verteilung der Einzelwerte ist jedoch nicht vorhanden. Es ergäbe sich deshalb bei keiner der Gruppen eine Regressionsgerade, welche statistisch gesichert wäre. Faßt man dagegen die Q_{Vm} -Werte sämtlicher drei Gruppen in einer Regressionsgeraden zusammen, dann resultiert für die Q_{Vm} -Werte in Abhängigkeit vom Körpergewicht eine Regressionsgerade, deren Irrtumswahrscheinlichkeit unter 5% liegt. Die Regressionsgerade zwischen Q_{Vm} -Wert und Körperlänge läßt sich dagegen statistisch nicht sichern (Irrtumswahrscheinlichkeit $\geq 5\%$).

4. 4. 3. Diskussion der Ergebnisse

Der Herzminutenvolumen-Quotient nach BLASIUS faßt in einfacher Weise die im vorigen Kapitel gewonnenen Ergebnisse über Herzfrequenz, Schlagvolumen und Minutenvolumen zusammen. Während die Herzfrequenz F direkt in den Q_{Vm} -Wert eingeht, wird das Schlagvolumen V_S vereinfachend durch die Blutdruckamplitude Δp ersetzt. Das Verhalten der Herzfrequenz ist in Tab. 28 und Abb. 30 u. 33, das der Blutdruckamplitude Δp in Tab. 34 und Abb. 37 dargestellt.

Grp		Ruhe	50 W	100 W	150 W	200 W
A	$\bar{x}$	31,7	38,8	48,8	51,3	55,0
	V	25-40	20-50	20-65	20-65	30-70
B	$\bar{x}$	30,9	40,9	49,5	54,1	59,1
	V	20-50	30-60	30-70	40-70	50-70
C	$\bar{x}$	30,0	46,0	53,6	54,5	62,5
	V	20-45	25-60	30-70	30-70	40-80

Tab. 34. Mittelwerte ($\bar{x}$) und Variationsbreite (V) der Blutdruckamplitude Δp der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und bei steigenden Belastungen.



A: $b = 0,1183$	$a = 33,25$	$r = +0,6332$	$n = 60$
B: $b = 0,1390$	$a = 33,00$	$r = +0,7415$	$n = 55$
C: $b = 0,1470$	$a = 34,60$	$r = +0,6496$	$n = 50$

Abb. 37: Mittelwerte der Blutdruckamplitude Δp der Gruppen A-C unter Ruhebedingungen und steigenden Belastungen.

Unsere Versuchsergebnisse zeigen, daß sich Herzfrequenz und Blutdruckamplitude unter Belastung deutlich vergrößern. Dieses Verhalten stimmt mit den Ergebnissen von BLASIUŠ (9, 15) überein. Entsprechend fanden HOHNEN und KLENSCH (43) unter körperlicher Belastung eine Zunahme von Schlagvolumen und Herzfrequenz, während SJÖSTRAND (107), ASMUSSEN und NIELSEN (1) vorwiegend eine Steigerung der Pulsfrequenz registrierten.

Um nun zu klären, in welchem Umfang Herzfrequenz, Blutdruckamplitude und Schlagvolumen zunehmen, haben wir deren prozentuale Steigerungsraten (Ruhe - 200 W) einander gegenübergestellt. Im untersuchten Belastungsbereich steigt die

	F	p	V _S
A	155	173	163
B	161	191	169
C	156	208	187
A - C	157	191	173

Tab. 35. Prozentuale Steigerungen der Herzfrequenz F, der Blutdruckamplitude p und des Schlagvolumens V_S der Gruppen A-C bei einer Belastung von 200 W gegenüber Ruhebedingungen.

Blutdruckamplitude bei allen drei Gruppen wesentlich stärker als die Herzfrequenz. Der Anstieg von Blutdruckamplitude und Herzfrequenz verhält sich wie 3 : 2. Auch ergibt sich die bemerkenswerte Tatsache, daß die Gruppenunterschiede der Q_{Vm}-Werte durch verschieden starke Zunahme hauptsächlich der Blutdruckamplitude zustandekommen (173%, 191%, 208%); dagegen spielt die Herzfrequenz für die Gruppenunterschiede der Q_{Vm}-Werte eine nur untergeordnete Rolle (155%, 161%, 156%). So betrachtet, scheint ein Lehrsatz der Kreislaufphysiologie, daß nämlich das unter Belastung vergrößerte Herzminutenvolumen der Sportler vornehmlich über eine Vergrößerung des

Schlagvolumens, das der Untrainierten über eine stärkere Frequenzzunahme geregelt wird, einer Modifizierung bedürftig, denn die Steigerung der Blutdruckamplitude und des Schlagvolumens ist gerade bei den Untrainierten am ausgeprägtesten. Dieser Eindruck beruht jedoch auf der angewandten Betrachtungsweise: In Übereinstimmung mit dem eben genannten Lehrsatz ergeben sich allerdings Gruppenunterschiede bei der Pulsfrequenz, wenn man die absolute Steigerung der Werte betrachtet (A: 33,8; B: 40,6; C: 36,7). Über das Schlagvolumen s. Kap. 4. 3. 1. Der obige Grundsatz baut also auf der Berücksichtigung der absoluten Größenänderungen von Herzfrequenz und Schlagvolumen auf. Die Beurteilung der Q_{Vm} -Werte geht jedoch allein von relativen Größen aus, da die Arbeitswerte nach der Formel des Q_{Vm} auf die Ruhewerte bezogen werden müssen. Mit Hilfe dieses Verfahrens werden zudem Differenzen zwischen der Steigerung der Blutdruckamplitude und der Steigerung des Schlagvolumens offenkundig. Bei einer Belastung von 200 W betragen diese im Mittel (Gruppe A-C) 18%, sind aber bei kleineren Belastungen geringer: So ist die Blutdruckamplitude bei einer Belastung von 150 W um 11,8%, bei 100 W um 8,2% und bei 50 W nur noch um 2,1% größer als das nach der Formel von BRÖMSER-RANKE gemessene Schlagvolumen (Durchschnittswerte der Gruppen A-C). Es ließ sich somit eine klare Abhängigkeit dieser Unterschiede von der Herzfrequenz nachweisen, denn wir stellten fest, daß die Unterschiede um so größer wurden, je mehr die Herzfrequenz angestiegen war. Offensichtlich spielt in der BRÖMSER-RANKE-schen Formel (s. Kap. 2. 5. 6.) bei steigender Herzfrequenz die Erhöhung der Pulswellengeschwindigkeit und das Absinken des Quotienten $\frac{S \cdot T}{D}$ im zunehmendem Maße eine Rolle. Dies ist, wenn man die Kurvenverläufe der Schlagvolumina in Abb. 33 (S. 133) mit denen der Blutdruckamplitude in Abb. 37 (S. 144) vergleicht, der Grund dafür, daß die mittleren Schlagvolumenwerte der Sportler bei Belastungen von 50, 100, 150 und 200 W über denen der Wenig-Trainierten, die mittleren

Blutdruckamplitudenwerte der Sportler bei den gleichen Belastungen aber unter denen der Wenig-Trainierten liegen. Setzt man also die Blutdruckamplitude in Beziehung zum Schlagvolumen nach BRÖMSER-RANKE, dann müßte man die Blutdruckamplitude bei steigender Herzfrequenz als zu hoch ansehen. Diese Aussage ist aber nur unter der Voraussetzung richtig, daß die Formel von BRÖMSER-RANKE auch bei steigenden Belastungen exakte Schlagvolumenwerte liefert. Da die Fehlerbreite der Schlagvolumenberechnung nach BRÖMSER-RANKE bei steigenden Belastungen jedoch zunimmt (s. Kap. 2. 6. 5.), halten wir eine Korrektur der Q_{Vm} -Werte nicht für sinnvoll.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß der Q_{Vm} -Wert erstens mit der Belastung bei allen drei Gruppen und zweitens bei Personen mit verminderter körperlicher Übung am stärksten zunimmt. Die größten Q_{Vm} -Werte haben bei unseren Versuchen demnach Untrainierte bei einer Belastung von 200 W. Diese Ergebnisse entsprechen denen von BLASIUS und BUSSE (9, 15, 22). An 74 Erwachsenen und Jugendlichen konnte BLASIUS bei Belastung durch Kniebeugen deutliche Unterschiede zwischen Trainierten und Normalpersonen feststellen. Unter dosierter Ergometerbelastung am liegenden Probanden fand BUSSE an sieben Sportlern und elf Wenig-Trainierten bei einer Belastung von 200 W für 2 Minuten eine mäßige (1,85), an Untrainierten eine starke Steigerung des Q_{Vm} -Wertes (3,4). BLASIUS verglich sechs Sportler und zwölf Untrainierte im Belastungsversuch am Ergometer und fand, abgesehen vom Bereich sehr geringer Belastung, die Q_{Vm} -Werte der Trainierten unter denen der Untrainierten. Wir stellten fest, daß auch bei der niedrigsten Belastungsstufe (50 W) die Q_{Vm} -Werte der Trainierten unter denen der Wenig- und Untrainierten liegen. Darüberhinaus konnte gezeigt werden, daß die Q_{Vm} -Werte im Bereich geringer Belastungen (50 W) besonders stark ansteigen (A: 34%; B: 38%; C: 45%). Die Umstellung von Ruhe auf Arbeit ist offenbar bei jedem Menschen mit einer verhältnismäßig

starken Kreislaufreaktion verbunden. Durch Training kann das Ausmaß dieser Reaktion jedoch beeinflusst werden, denn Sportler zeigen den relativ kleinsten Anstieg. Dafür ist u.a. die erhöhte Reserveblutmenge des vergrößerten Leistungsherzens und der erweiterten Lungenvenen verantwortlich (REINDELL, 88). Dieses auch als "Sofortdepot" bezeichnete Blutvolumen steht unmittelbar zur Verfügung. Untrainierte Personen reagieren auf Arbeit dagegen mit der ausgeprägtesten Kreislaufumstellung, denn sie verfügen nicht über eine solche Ökonomie. Sie müssen eine entsprechende Blutmenge erst durch sofortige, stärkere Erhöhung der Herzfrequenz und des Schlagvolumens bereitstellen. Aber auch bei größeren Belastungen steigen die Q_{Vm} -Werte der Untrainierten und Wenig-Trainierten weit- aus mehr als die der Sportler. Dieses Verhalten ist Ausdruck der Ökonomieprinzipien, wie diese bereits auf S. 137 beschrieben worden sind. Der Q_{Vm} -Wert sollte daher als vergleichsweise sehr einfach durchzuführendes, relativ genaues Verfahren zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit herangezogen werden.

Ferner ist es wichtig zu wissen, ob der Q_{Vm} -Wert neben dem Trainingsgrad von weiteren Größen abhängt. BLASIUS hat bei den oben erwähnten Kniebeugeversuchen die Körpermaße in Relation zum Q_{Vm} -Wert gesetzt (9). Er fand eine deutliche Abhängigkeit von der Körpergröße. Die Abb. 38 stellt seine Einzelergebnisse dar und zeigt, daß der Q_{Vm} mit der Körpergröße wächst (10). Dieser Befund ist einleuchtend, denn auf Grund der angewandten Methode (Kniebeugen) steht die geleistete Arbeit als Hubarbeit (Körpergewicht x Hubhöhe) in besonders enger Beziehung zur Körpergröße. Bei Ergometerbelastung am Liegenden ist zu erwarten, daß der Parameter Körpergröße intolge der geänderten Körperlage in den Hintergrund treten wird und möglicherweise engere Beziehungen zum Körpergewicht auftreten. Unsere Untersuchungen scheinen diese Annahme zu bestätigen, und sie zeigen, daß die

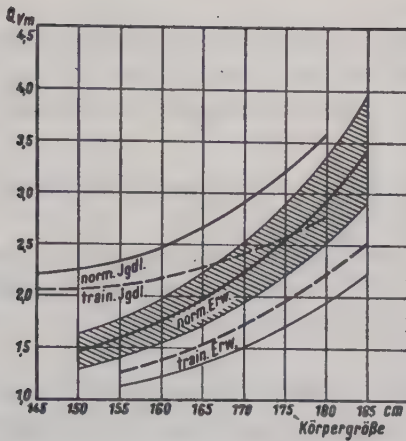


Abb. 38. Mittelwertkurven und Schwankungsbreite der Abhängigkeit des Herzminutenvolumen-Quotienten Q_{Vm} von der Körpergröße bei kreislaufnormalen und kreislauftrainierten Erwachsenen und Jugendlichen. Die Messungen erfolgten in unmittelbarem Anschluß an 10 tiefe Kniebeugen (nach BLASIUS (10), Abb. 3, S. 86).

Belastungsmethode für das Verhalten der Q_{Vm} -Werte ausschlaggebend ist. Denn ein Vergleich von Abb. 38 (Belastung durch Kniebeugen) und Abb. 36 (Belastung am Fahrradergometer in horizontaler Rückenlage) ergibt folgendes:

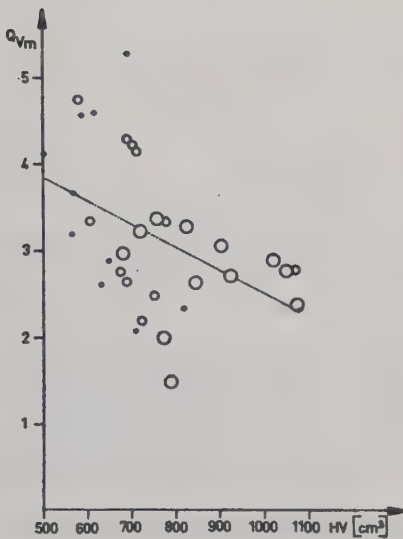
1. Mit steigender Körpergröße wächst der Q_{Vm} -Wert im Kniebeugeversuch, bei großen Personen offensichtlich besonders stark; dagegen sinkt der Q_{Vm} -Wert mäßig bei Ergometerarbeit im Liegen.
2. Die Streuung der Einzelwerte ist im Kniebeugeversuch gering, die Werte der Sportler sind von denen der Kreislaufnormalen abgesetzt. Eine vergleichsweise größere Streubreite und keine klare Formierung der Einzelwerte zu jeweils

gruppenspezifischen Bereichen kennzeichnen das Bild im Ergo-
metersversuch.

Aus diesem Vergleich und aus der statistischen Betrachtung
der Abb. 35 und 36 folgt für die Beurteilung der Q_{Vm} -Werte, wenn
diese unter Belastung am Fahrradergometer bei liegender Vp.
gewonnen wurden:

1. Eine Berücksichtigung körperlicher Maße, wie Körpergewicht
und Körpergröße, ist nicht angezeigt.
2. Die Beziehungen zwischen Q_{Vm} und Körpergewicht ($r=0,3487$,
 $1\% < p < 5\%$) scheinen enger zu sein im Vergleich zu denen zwisch-
en Q_{Vm} und Körperlänge ($r=0,2805$, $p > 5\%$).

Es bleibt jedoch die Frage, warum die Regressionsgerade mit
steigendem Körpergewicht bzw. Körpergröße sinkt; offenbar
neigen leichte oder kleine Vp. in besonderem Maße zu hohen
 Q_{Vm} -Werten. Diesen Personen ist demnach eine nur mäßige kör-
perliche Leistungsfähigkeit zuzuschreiben. Diese Überlegung
ergibt sich auch aus Befunden, die bei dem absoluten und re-
lativen Herzvolumen erhoben wurden: So konnte bei allen drei
Gruppen der enge Zusammenhang zwischen absolutem Herzvolumen
und Körpergewicht statistisch gesichert werden. Leichtge-
wichtige Vp. haben im Durchschnitt kleinere Herzen. Da nun,
wie gezeigt wurde, ein großes Herz an große körperliche Lei-
stungen angepaßt ist, wird ein kleines Herz nur kleine Leistun-
gen erbringen. Das bedeutet aber, daß kleine oder leichte Vp.
wenig körperlich leistungsfähig sind. Es ist zu erwarten, daß
Vp. mit kleinem Herzvolumen einen großen, Vp. mit großem
Herzvolumen einen kleinen Q_{Vm} haben.



A-C: $b = -0,0026$ $a = 5,16$ $r = -0,4469$ $n = 33$

Abb. 39. Einzelwerte und Regressionsgerade der Q_{Vm} -Werte bei 200 Watt in Abhängigkeit vom absoluten Ruheherzvolumen für die Gruppen A-C (vgl. Fußnote S. 142).

Der mit steigendem Herzvolumen abfallende Verlauf der Regressionsgeraden sowie deren statistische Sicherung bestätigen die ausgesprochene Vermutung. Im einzelnen sind Herzvolumina mit Werten unter 750 cm^3 mit den größten Q_{Vm} -Werten korreliert, solche mit Werten über 750 cm^3 mit kleineren Q_{Vm} -Werten, die stets unterhalb von 3,5 liegen.

BLASIUS fand die Q_{Vm} -Werte Jugendlicher gegenüber denen Erwachsener erhöht (9). Auch dieser Befund erklärt sich zwanglos aus den kleineren Herzen Jugendlicher, welche entsprechend den Verhältnissen der Abb. 39 größere Q_{Vm} -Werte aufweisen müssen.

Die Beziehungen zwischen Herzgröße und Leistung konnte zuerst HOLMGREN nachweisen (Zit. 94). REINDELL benutzte später ebenfalls das absolute Herzvolumen als morphologisches Maß für die Leistung (94). Als funktionelles Maß setzte er den maximalen Sauerstoffpuls mit dem Herzvolumen in Beziehung und zeigte in systematischen Untersuchungen die Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Trainingsgrad auf, um Bezugswerte zur Beurteilung pathologischer Fälle zu erhalten. Sollte es gelingen, in systematischer Arbeit ähnliche Vergleichswerte auch für den Q_{Vm} -Wert zu ermitteln, dann wäre damit dem Mediziner eine noch einfachere Methode zur Prüfung von Herz und Kreislauf in die Hand gegeben. An der grundsätzlichen Verknüpfung von Q_{Vm} -Wert und absolutem Herzvolumen, einer funktionellen und einer morphologischen Größe, welche schon für sich allein gute Korrelate für die körperliche Leistungsfähigkeit darstellen, kann nach unseren Untersuchungen kein Zweifel bestehen.

4. 5. Zur Aussagekraft der untersuchten morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen bei der Beurteilung des Trainingsgrades

Wenn man die vorliegenden Ergebnisse auf Kriterien zur Beurteilung des Trainingsgrades prüft, dann wäre zunächst zu fragen, bei welchen morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen sich die Gruppen A-C eindeutig voneinander abgrenzen lassen. Solche trainingsbedingten Unterschiede konnten mit Hilfe der Varianzanalyse erfaßt werden; ein Maß für deren Signifikanz ist in der Irrtumswahrscheinlichkeit p_1 gegeben.

	p_1 in %
Relatives Herzminutenvolumen	<0,01
Vektor T_{Br}	<0,01
Absolutes Herzvolumen	<0,01
Relatives Herzvolumen	0,01
Herzfrequenz	0,02
Q_{Vm} -Wert	0,05
absolutes Herzminutenvolumen	1,28
Vektor T_{Ex}	1,38

Tab. 36. Irrtumswahrscheinlichkeiten p_1 für das Varianzverhältnis des Herzvolumens und der funktionellen Kreislaufgrößen innerhalb der Trainingsgruppen A-C bei den jeweils benutzten Belastungen.

In der Tab. 36 sind alle morphologischen und funktionellen Kreislaufgrößen, nach dem Maß ihrer Irrtumswahrscheinlichkeit p_1 geordnet, aufgeführt. Bei dieser Zusammenstellung liegen zwei Werte, das absolute Herzminutenvolumen und der Vektor T_{Ex} erheblich unter der 5%-Grenze, alle übrigen Größen auch noch unter der 1%-Grenze. Dies bedeutet, daß alle in Tab. 36 genannten Methoden zur Kreislaufprüfung geeignet sind, den Trainingsgrad einer Vp. festzustellen. Die Irrtumswahrscheinlichkeit p_1 stellt jedoch nicht das einzige Maß für die Aussagekraft der untersuchten Größen bei der Beurteilung des Trainingsgrades dar; vielmehr muß auch die Praktikabilität bei der Bestimmung dieser Größen mitberücksichtigt werden.

Für die Beurteilung des Trainingsgrades gibt die Größe des Herzvolumens einen wichtigen Hinweis; es genügt, den Ruherwert heranzuziehen, denn unter den von uns gewählten Belastungen ergaben sich keine wesentlich neuen Aussagen aus der Größe des Herzvolumens, da dieses sich bei allen drei Gruppen A-C nur geringfügig änderte, und die Änderungen

nicht gruppenspezifisch waren. Die Berücksichtigung des Körpergewichtes lieferte jedoch eine wichtige zusätzliche Information. Da nämlich das absolute Herzvolumen mit dem Körpergewicht ansteigt, ermöglicht die Kenntnis des relativen Herzvolumens im Einzelfall eine Aussage über den Trainingsgrad.

Von den untersuchten funktionellen Kreislaufgrößen ist die Herzfrequenz verhältnismäßig einfach zu bestimmen. Da dieser Wert jedoch auch unter Ruhebedingungen bei einer Vp. bekanntlich eine physiologische Schwankungsbreite aufweist, läßt er keinen sicheren Aufschluß über die Leistungsfähigkeit zu. Unter gewissen Einschränkungen kann die Herzfrequenz einen Hinweis auf den Trainingsgrad geben; die Sportler haben gegenüber den beiden anderen Gruppen eine durchschnittlich niedrigere Herzfrequenz; eine Differenzierung zwischen Wenig- und Untrainierten ist auf Grund der Herzfrequenz kaum möglich.

Eine wertvolle Aussage zur Beurteilung des Trainingsgrades gibt die Größe des T-Vektors in der Horizontalebene unter Belastung und zwar in Relation zu einer für alle drei Gruppen gleichen Herzfrequenz. Mit diesem Wert für Ruhebedingungen lassen sich die Sportler am besten von den übrigen Gruppen abgrenzen; während dieser Wert bei Belastung wegen der starken Größenabnahme des T-Vektors bei den Sportlern (s. Abb. 24, 25) keine Differenzierung der Gruppen A-C erlaubt. Eine Unterscheidung von Wenig- und Untrainierten ist sowohl in Ruhe als auch unter Belastung mit Hilfe dieses Wertes schwer möglich.

Ein wichtiger Indikator für die Leistungsfähigkeit ist das Herzminutenvolumen, vor allem unter Belastung. Während die Größe des absoluten Minutenvolumens eine Aussage über den Trainingsgrad nur unter Belastung erlaubt, kann der Wert des relativen Minutenvolumens in Ruhe bereits deutliche, trainingsbedingte Unterschiede aufdecken. Die Bestimmung des

relativen Minutenvolumens ist daher derjenigen des absoluten Minutenvolumens eindeutig vorzuziehen. Die Bestimmung des Q_{Vm} -Wertes bietet eine weitere gute Beurteilungsmöglichkeit des Trainingsgrades, wenn auch diese Größe entsprechend der statistischen Untersuchung nicht ganz so aussagekräftig erscheint wie diejenige des relativen Herzminutenvolumens (vgl. Tab. 36). Der Q_{Vm} -Wert ist aber im Gegensatz zum relativen Herzminutenvolumen methodisch wesentlich einfacher zu bestimmen und insofern von größerer praktischer Bedeutung. Zudem sollte beachtet werden, daß sich bereits bei einer Belastung von 50 Watt eindeutige trainingsbedingte Unterschiede zwischen den Gruppen A-C feststellen lassen.

Alle vorliegenden Ergebnisse basieren auf Durchschnittswerten; diese sind als Richtwerte mit einer mehr oder weniger großen physiologischen Streubreite aufzufassen. Solche Richtwerte erlauben eine brauchbare Unterscheidung des Trainingsgrades, die allerdings im Einzelfall durch die gegebene Streubreite eingeschränkt ist. Dies gilt ebenso für solche Funktionsgrößen, bei denen eine Unterscheidung des Trainingsgrades statistisch gut gesichert ist. Deshalb sollten Aussagen über den Trainingsgrad am zweckmäßigsten mit Hilfe mehrerer Kreislauffunktionsproben getroffen werden, denn die Berücksichtigung unabhängig voneinander gewonnener Größen ergänzt und sichert die Beurteilung des Trainingsgrades.

Das relative Herzminutenvolumen ermöglicht auf Grund der beschriebenen Regressionsgeraden und der Varianzanalyse offensichtlich die beste Unterscheidungsmöglichkeit des Trainingsgrades. Bei nahezu ebenso großer Aussagekraft kommt jedoch der Bestimmung des Q_{Vm} -Wertes gegenüber derjenigen des relativen Herzminutenvolumens eine größere praktische Bedeutung zu, da die Bestimmung des Q_{Vm} -Wertes sehr viel einfacher durchzuführen ist. Das Ausmaß des Trainingsgrades kann und sollte weiter durch die Größe der T-Vektoren in beiden Ebenen,

das absolute und relative Herzvolumen und die Herzfrequenz gesichert werden.

5. Zusammenfassung

1. An 33 gesunden männlichen Versuchspersonen im Alter von 18 bis 30 Jahren, die nach Art, Umfang und Härte ihres körperlichen Trainings in drei Gruppen (12 Volltrainierte, 11 Wenig-Trainierte und 10 Untrainierte) eingeteilt waren, wurden systematische Untersuchungen der Leistungsfähigkeit des Herzens und des Kreislaufs durchgeführt. An allen Vp. wurden unter steigenden, quantitativen Belastungen direkt ermittelt oder berechnet: das systolische absolute und relative Herzvolumen, die Herzvektoren für R und T im Extremitäten- und Brustwand-EKG, die Herzfrequenz, die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta, die Blutdruckwerte, das Herzschlagvolumen, das absolute und relative Herzminutenvolumen und der Herzminutenvolumenquotient.

2. Diese Kreislaufgrößen wurden am liegenden Probanden in Ruhe und unter Belastungen mit Hilfe eines Fahrradergometers von 50, 100, 150 und 200 Watt bei einer konstanten Arbeitsfrequenz von 50 U/min für jeweils 2 Minuten Dauer bestimmt. Die Untersuchungsmethoden waren nach einfacher und schonender Anwendbarkeit ausgewählt. Die korrelationsstatistische Auswertung der zahlreichen Meßgrößen gestattete eine umfassende Beurteilung der Leistungen und der Trainingsgrade der drei Versuchsgruppen. Die gefundenen Daten wurden nach den drei Gruppen und den 5 Belastungsstufen eingeteilt und regressions- und varianzanalytisch ausgewertet.

3. Das Herzvolumen wurde nur in Ruhe und bei Belastung von 100 und 200 Watt in Anlehnung an die Methode von MUSSHOFF-REINDELL mit Hilfe zweier gekreuzter Herzfernaufnahmen röntgenologisch bestimmt. Die Genauigkeit der Berechnung der

Herzvolumina konnte durch Einführung individueller Korrekturfaktoren verbessert werden. Dabei ist, wie gezeigt wird, eine genaue Bestimmung des Film-Objektabstandes im sagittalen Strahlengang (Kap. 2. 5. 1. 3.) nicht notwendig.

4. Die Größe des absoluten Herzvolumens der untersuchten Vp. stand in signifikanter Abhängigkeit vom Ausmaß des Trainings; die größten Herzvolumina waren den Volltrainierten, kleinere den Wenig-Trainierten und die kleinsten den Untrainierten zugeordnet. Im unmittelbaren Anschluß an die jeweiligen Belastungen waren die Herzvolumenänderungen gegenüber den Ruhewerten bei allen drei Gruppen verhältnismäßig gering; bei einer Belastung von 100 Watt kam es zu einer mäßigen durchschnittlichen Herzvolumenzunahme, bei einer solchen von 200 Watt zu einer fast ebenso großen Abnahme des Herzvolumens bei allen drei Gruppen; bei Untrainierten war unter der gleichen Belastung die Herzvolumenabnahme im Durchschnitt nur minimal.

5. Die Korrelationen zwischen Herzvolumen, Körpergewicht und Trainingsgrad wurden auch auf den Quotienten Herzvolumen pro Körpergewicht (relatives Herzvolumen) ausgeweitet; es zeigte sich, daß der Wert des absoluten Herzvolumens, bezogen auf die ermittelten Durchschnittswerte, für die Beurteilung des Trainingsgrades ausreichend ist; für den Einzelfall muß jedoch stets das Körpergewicht und somit das relative Herzvolumen zusätzlich berücksichtigt werden.

In Ergänzung zu den Ergebnissen der Literatur zeigte es sich, daß die Schwankungsbreite des absoluten Herzvolumens bei größerem Körpergewicht zunimmt, und zwar auf Grund des unterschiedlichen Trainingsgrades.

6. Die Größe des T-Vektors, sowohl in der Horizontal- als auch in der Frontalebene, nimmt bei allen drei Gruppen unter

Arbeitsbelastung ab, und zwar um so mehr, je höher dieser Wert unter Ruhebedingungen lag. Die Richtung des T-Vektors bleibt in beiden Ebenen unter Belastung bei allen drei Gruppen nahezu konstant.

7. Die Größe des R-Vektors aller drei Gruppen zeigte unter Belastung keine signifikante Änderung im Sinne einer Zu- oder Abnahme.

Die Richtung des R-Vektors, sowohl in der Horizontal- als auch in der Frontalebene, wies bei allen drei Gruppen unter Belastung infolge der Umformung des Herzens mehr nach dorsal und kaudal; die Richtungsänderung des Vektors ist um so größer, je linkstypischer der R-Vektor unter Ruhebedingungen war.

8. Unter Belastung divergieren die Richtungen des R- und T-Vektors mehr als in Ruhe; dieses Verhalten ist als Ausdruck einer stärkeren Homogenisierung der Erregungsrückbildung unter Belastung zu deuten, wobei dieser Vorgang bei den Volltrainierten am ausgeprägtesten ist.

9. Von den untersuchten physikalischen Kreislaufgrößen erwies sich das Herzminutenvolumen bezogen auf das Körpergewicht (relatives Herzminutenvolumen), als die aussagekräftigste Größe zur Beurteilung des Trainingsgrades.

10. Der Herzminutenvolumenquotient Q_{Vm} nimmt bei allen drei Gruppen mit steigender Belastung zu, je nach Trainingsgrad in unterschiedlichem Maße: gering bei den Volltrainierten, stärker bei den Wenig-Trainierten, am stärksten bei den Untrainierten. Beim Übergang von Ruhe zu einer Belastung von 50 Watt ist der Q_{Vm} -Anstieg Wenig- und Untrainierter besonders ausgeprägt. Ein großer Q_{Vm} -Wert ist mit einem kleinen Herzvolumen und ein kleiner Q_{Vm} -Wert mit einem großen Herzvolumen korreliert. Unter Belastung am Ergometer im Liegen

ist eine Berücksichtigung des Körpergewichtes und der Körpergröße zur Beurteilung des Q_{Vm} -Wertes nicht erforderlich.

11. Zur Beurteilung des Trainingsgrades eignen sich der Q_{Vm} -Wert und das relative Herzminutenvolumen am besten. Gute Aussagen ermöglichen ferner die Vektoren T_{Br} und T_{Ex} , das absolute und relative Herzvolumen und die Herzfrequenz.

L i t e r a t u r

1. ASMUSSEN, E., u. M. NIELSEN, Das Minutenvolumen des Herzens bei Ruhe und Arbeit auf Grund gleichzeitiger Bestimmung mittels Acetylgas und der Farbinjektionsmethode. Acta physiol. scand. 27, 217 (1953).
2. ASMUSSEN, E., and M. NIELSEN, Cardiac output during muscular work and its regulation. Physiol. rev. 35, 778 (1955).
3. BARGMANN, W., u. W. DÖRR, Das Herz des Menschen. Stuttgart: Thieme 1963. Bd. 2.
4. BEVEGARD, S., A. HOLMGREN and B. JONSSON; The effect of body position on the circulation at rest and during exercise, with special reference to the influence on the stroke volume. Acta physiol. scand. 49, 279 (1960).
5. BEVEGARD, S., Postural circulatory changes at rest and during exercise in patients with funnel chest, with special reference to factors affecting the stroke volume. Acta med. scand. 171, 695 (1962).
6. BJÖRCK, G., On the relationship between the heart volume and various physical factors. Acta radiol. (Stockh.) 25, 372 (1944).
7. BJÖRCK, G., W. OVERBECK und C. GRÖNWALD, Coronarkrankheit und Herzinfarkt in Malmö. Cardiologia 25, 232 (1954).
8. BLASIUS, W., Beitrag zur Schlagvolumenbestimmung aus den Blutdruckwerten. Z. Krsl.-forsch. 33, 201 (1941).
9. BLASIUS, W., Über die Steigerung des Herzminutenvolumens im Arbeitsversuch. Arch. Krsl.-forsch. 12, 48 (1943).
10. BLASIUS, W., Physikalische Kreislauffunktionsprüfung. Klin. Wschr. 27, 84 (1949).
11. BLASIUS, W., Zur Methodik der Abnahme von Brustwandableitungen im Verbinde gleichseitiger Dreiecke in der Horizontalebene. Pflügers Arch. 261, 1 (1955).

12. BLASIUS, W., Ein Rechengerät zur exakten Bestimmung von Größe und Richtung der Herzvektoren aus den im EINTHOVENschen Dreieckschema registrierten Projektionsgrößen. Pflügers Arch. 261, 5 (1955).
13. BLASIUS, W., u. R. REPGES, Ergebnisse einer exakten Vektoranalyse des Brustwand-EKG bei Berücksichtigung der exzentrischen Lage des Herzens im Thorax. Verh. dtsch. Ges. Kreisf.-Forsch., 21, 422 (1955).
14. BLASIUS, W., u. R. REPGES, Zur Vektoranalyse des Brustwand-EKGs im Hinblick auf die exzentrische Lage des Herzens im Thorax. Pflügers Arch. 261, 8 (1955).
15. BLASIUS, W., G. BACH u. M.K. SCHAFÉ, Der Herzminutenvolumenquotient nach dosierter Arbeit und in der Erholungsphase bei Trainierten und Untrainierten. Arch. Krsf.-forsch. 36, 58 (1961).
16. BLASIUS, W., G. BACH u. D. SACHS, Die Frontal- und Horizontalprojektionen der QRS- und T-Vektoren und ihre Beziehungen zu Schlagvolumen und Herzfrequenz in Ruhe und nach definierter Arbeitsbelastung beim Menschen. Z. Krsf.-forsch. 51, 105 (1962).
17. BLASIUS, W., Die physiologischen Grundlagen der Übungsbehandlung. Z. phys. Med. 1, Nr. 5, 394, Sept. 1970.
18. BÜGER, A., u. K. WEZLER, Zur physikalischen Bestimmung absoluter Werte des Schlag- und Minutenvolumens des Herzens beim Menschen. Arch. exp. Path. 184, 253 (1937).
19. BRÖMSER, P., u. O.F. RANKE, Über die Messung des Schlagvolumens des Herzens auf unblutigem Weg. Z. Biol. 90, 467 (1930).
20. BRUNS, O., u. G.A. ROEMER, Der Einfluß angestrenzter körperlicher Arbeit auf radiographische Herzgröße, Blutdruck und Puls. Z. klin. Med. 94, 22 (1922).
21. Bundesministerium für Gesundheitswesen. Das Gesundheitswesen in der Bundesrepublik Deutschland. Bd. 3, Ausg. 1968. Bd. 4, Ausg. 1970. Stuttgart u. Mainz: Kohlhammer.

22. BUSSE, K., Über den Wert von physikalischen Kreislaufanalysen und Q_{vm} -Bestimmungen bei abgestufter Ergometerbelastung zur Beurteilung der Leistungs- und Anpassungsfähigkeit des Kreislaufes. Med. Diss., Gießen, 1970.
23. BUTSCHENKO, L.A., Das Ruhe- und Belastungs-EKG bei Sportlern. Leipzig: Barth 1970.
24. CHAPMAN, C.B., J.N. FISHER and B.J. SPROULE, Behavior of stroke volume at rest and during exercise in human beings. J. clin. invest. 39, 1208 (1960).
25. DE ABREU, M., Die kymographische Beurteilung der Herztätigkeit. Fortschr. Röntgenstr. 59, 91 (1940).
26. DIETLEN, H., Über Größe und Lage des normalen Herzens und ihre Abhängigkeit von physiologischen Bedingungen. Dtsch. Arch. klin. Med. 88, 55 (1907).
27. DIETLEN, H., Über das Sportherz. Münch. med. Wschr. 93, 2137 (1951).
28. DIETRICH u. SCHWIEGK, Angina pectoris und Anoxie des Herzmuskels. Z. klin. Med. 125, 195 (1933).
29. ECKERMANN, P., u. H.P. MILLAHN, Der Einfluß der Drehzahl auf die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei konstanter Leistung am Fahrradergometer. Int. Z. angew. Physiol. 23, 340 (1967).
30. EINTHOVEN, W., Über die Richtung und die manifeste Größe der Potentialschwankungen im menschlichen Herzen und über den Einfluß der Herzlage auf die Form des Elektrokardiogramms. Pflügers Arch. 150, 275 (1913).
31. EMMRICH, J., H. KLEPZIG, H. STEIM, K. MUSSHOFF, H. REINDELL u. B. BAUMGARTEN, Über den Einfluß blutiger Untersuchungsmethoden auf das Herzminutenvolumen. Z. Krsf.-forsch. 47, 326 (1958).
32. FRANK, O., Zur Dynamik des Herzmuskels. Z. Biol. 32, 370 (1895).

33. FRANK, O., Schätzung des Schlagvolumens des menschlichen Herzens auf Grund der Wellen- und Windkesseltheorie. Z. Biol. 90, 405 (1930).
34. GEBHARDT, W., H. REINDELL u. K. KÖNIG, Zur röntgenologischen Herzvolumenbestimmung. Arch. Krs1.-forsch. 33, 382 (1960).
35. GEBHARDT, W., M. PLEIN, H. STEIM u. H. REINDELL, Der zeitliche Druckablauf im rechten Ventrikel des menschlichen Herzens und seine Abhängigkeit von verschiedenen Größen der Herzdynamik. Arch. Krs1.-forsch. 39, 94 (1962).
36. GEBHARDT, W., Zur Dynamik des gesunden und kranken menschlichen Herzens. Forum cardiologicum. 10. (Studienreihe Boehringer-Mannheim.)
37. GOLLWITZER-MEIER, K., Pathologische Physiologie der Herzinsuffizienz. Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. 16, 3 (1950).
38. GOLZMANN, A.W., O nowych metodech analiza i interpretazii elektrokardiogrammy. Ter. Arch. 21, 23 (1949). (Über neue Methoden der Analyse und Interpretation des Elektrokardiogramms.)
39. GROLLMANN u. Mitarb. , in: Hdb. inn. Med. IX/1,39. Berlin, Göttingen u. Heidelberg: Springer 1960.
40. GROSSE-LORDEMANN u. E.A. MÖLLER, Der Einfluß der Leistung und der Arbeitsgeschwindigkeit auf das Arbeitsmaximum und den Wirkungsgrad beim Radfahren. Arbeitsphysiol. 9, 454 (1937).
41. HEINECKER, R., EKG-Fibel. Stuttgart: Thieme 1967. 7. Aufl.
42. HERXHEIMER, H., Grundriß der Sportmedizin. Leipzig: Thieme 1933.
43. HOHNEN, H.W., u. H. KLENSCH, Ballistische Bestimmung von Schlag- und Minutenvolumen bei progressiven körperlichen Belastungen. Pflügers Arch. 268, 221 (1959).
44. HOLLMANN, W., Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung. Darmstadt: Steinkopff 1959. (Kreislauf-Bücherei. Bd. 17.)

45. HOLMGREN, A., B. JONSSON and T. SJÖSTRAND, Circulatory data in normal subjects at rest and during exercise in recumbant position, with special reference to the stroke volume at different work intensities. *Acta physiol. scand.* 49, 343 (1960).
46. HOLT, J.P., The effect of positive and negative intra-thoracic pressure on cardiac output and venous pressure in the dog. *Amer. J. physiol.* 142, 594 (1944).
47. HOLZMANN, M., *Klinische Elektrokardiographie*. 5. Aufl. Stuttgart: Thieme 1965.
48. HOMER, R., and A.F. TORONTO, Regulation of cardiac output through stroke volume. *Circulat. res.* 8, 3 (1960).
49. ISRAEL, S., *Sport, Herzgröße und Herz-Kreislaufdynamik*. Leipzig: Inst. Sportmedizin 1968. (Sportmed. Schriftenreihe. 3.)
50. JONSELL, S., A method for the determination of the heart by teleroentgenography. *Acta radiol. (Stockh.)* 20, 325 (1939).
51. KAHLSTORF, A., Über eine orthodiagraphische Herzvolumenbestimmung. *Fortschr. Röntgenstr.* 45, 123 (1932).
52. KAHLSTORF, A., Über Korrelationen der linearen Herzmasse und des Herzvolumens. *Klin. Wschr.* 12, 263 (1933).
53. KARRASCH, K., u. E.A. MÖLLER, Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperlicher Arbeit. *Arbeitsphysiol.* 14, 369 (1951).
54. KJELLBERG, S.R., N. RUDHE, and T. SJÖSTRAND, Increase of the amount of hemoglobin and blood volume in connection with physical training. *Acta physiol. scand.* 19, 146 (1949).
55. KJELLBERG, S.R., N. RUDHE and T. SJÖSTRAND, The relation of the cardiac volume of the weight and surface area of the body, the blood volume and physical capacity for work. *Acta radiol. (Stockh.)* 31, 113 (1949).

56. KLAUS, E.J., u. D. CLASING, Untersuchungen zur Tagesrhythmik der Pulswellengeschwindigkeit beim Sportler. Int. Z. angew. Physiol. 18, 319 (1960).
57. KLENSCH, H., u. H.W. HOHNEN, Bestimmung von Schlag- und Minutenvolumen nach Arbeitsleistung mit der ballistischen Methode. Pflügers Arch. 265, 207 (1957).
58. KLENSCH, H., Schlag- und Minutenvolumen des Herzens bei schwerer körperlicher Arbeit beim Trainierten und Untrainierten. Vortrag, Dtsch. Sportärztekongr., Hamburg 1958.
59. KLEPZIG, H., D. MÖLLER u. H. REINDELL, Über das EKG während Belastung und seine klinische Bedeutung. Z. Krsf.-forsch. 45, 741 (1956).
60. KLEPZIG, H., u. P. FRISCH, Röntgenologische Herzvolumenbestimmung. Stuttgart: Thieme 1965.
61. KOLLER, S., Neue graphische Tafeln zur Beurteilung statistischer Zahlen. Darmstadt: Steinkopff 1969.
62. LANDOIS-ROSEMAN, Lehrbuch der Physiologie des Menschen. Hrsg. von H.-U. Rosemann. 28. Aufl. München, Berlin: Urban und Schwarzenberg 1960. Bd. 1.
63. LILJESTRAND, G., E. LYSHOLM, G. NYLIN and C.G. ZACHRISSON, Normal heart volume in man. Amer. heart J. 17, 406 (1939).
64. LINZBACH, A.J., Herzhypertrophie und kritisches Herzgewicht. Virchows Arch.Abt.A. 314, 534 (1947).
65. LINZBACH, A.J., Herzhypertrophie und kritisches Herzgewicht. Klin. Wschr. 26, 459 (1948).
66. LUDWIG, H., Röntgenologische Beurteilung der Herzgröße. Fortschr. Röntgenstr. 59, 1 (1939).
67. LÜDERITZ, B., u. W. NODER, Die Bedeutung des Verhaltens der Kreislaufgrößen unter körperlicher Arbeit für Prophylaxe und Rehabilitation. Köln u. Opladen: Westdeutscher Verl. 1968. (Forsch.-Berichte des Landes Nordrhein-Westfalen. 1912.).
68. LYSHOLM, E., G. NYLIN and K. QUARNA, The relation between the heart volume and stroke volume under physiological and pathological conditions. Acta radiol. 15, 237 (1934).

69. MEESSEN, H., u. R. POCHE, Das Herz des Menschen.
Stuttgart: Thieme 1963. Bd. 2, 644.
70. MELLEROWICZ, H., Vergleichende Untersuchungen über das
Ökonomieprinzip in Arbeit und Leistung des trainierten
Kreislaufes und seine Bedeutung für die präventive
und rehabilitative Medizin. Arch. Krs1.-forsch. 24,
70 (1956).
71. MELLEROWICZ, H., Ergometrie. München u. Berlin: Urban und
Schwarzenberg 1962.
72. MEYTHALER, M., H. FICK, W. HAAS u. J. SCHMIDT, Klinische
Größenbestimmung des Herzens. Arch. Krs1.-forsch. 55,
123 (1967).
73. MUSSHOFF, K., u. H. REINDELL, Zur Röntgenuntersuchung des
Herzens in horizontaler und vertikaler Körperstellung:
Einfluß der Körperstellung auf das Herzvolumen.
Dtsch. med. Wschr. 81, 1001 (1956).
74. MUSSHOFF, K., H. REINDELL, H. KLEPZIG u. H.W. KIRCHHOFF,
Herzvolumen, Schlagvolumen und körperliche Leistungs-
fähigkeit. Cardiologia 31, 359 (1957).
75. MUSSHOFF, K., H. KLEPZIG, P. FRISCH, J. EMMRICH, K. KÖNIG,
H. STEIM, B. BAUMGARTEN u. F. MOSER, Zur Normgröße
des gesunden Herzens. Fortschr. Röntgenstr. 88, 88
(1958).
76. MUSSHOFF, K., Die Sauerstoffaufnahme pro Herzschlag
(O₂-Puls) als Funktion des Schlagvolumens, der arterio-
venösen Differenz des Minutenvolumens und des Herzvo-
lumen. Z. Krs1.-forsch. 48, 255 (1959).
77. MORITZ, F., Über Veränderungen in der Form, Größe und
Lage des Herzens beim Übergang aus horizontaler in
vertikale Körperstellung. Dtsch. Arch. klin. Med.
82, 1 (1905).
78. MORITZ, F., u. D. von TABORA, Die allgemeine Pathologie
des Herzens und der Gefäße. In: Hdb. allg. Path.
von KREHL und MARCHAND. Bd. 2, 70 (1913).

79. NORDENFELT, O., Über funktionelle Veränderungen der P- und T-Zacken im Elektrokardiogramm; experimentelle Untersuchungen mit Ergotamin und Amylnitrit, sowie klinischen Beobachtungen. Acta med. scand., suppl. 119, 1 (1941).
80. NYLIN, G., Clinical tests of the function of the heart. Acta med. scand., suppl. 52, 1 (1933).
81. PIOTROWSKI, Z., Badania electrocardiograficzne w polnicy z mozglednienieni aksonometrii. Przegl. lekar 10, 3 (1954).
82. PROKOP, L., Sport und Kreislauf. In: GROH, H., Lehrbuch Sportmedizin. Stuttgart: Enke 1962.
83. RANKE, O., Die Theorie der physikalischen Schlagvolumenbestimmung. Dtsch. Ges. Krsf.-forsch., Bad Nauheim, Kongress 1949, 1-17.
84. RAUTMANN, H., Die Untersuchung und Beurteilung der röntgenologischen Herzgröße. Darmstadt: Steinkopff 1951.
85. REIN, H., Einführung in die Physiologie des Menschen. 13. u. 14. Aufl., hrsg. von M. SCHNEIDER. Berlin, Göttingen u. Heidelberg: Springer 1960.
86. REINDELL, H., u. L. DELIUS, klinische Beobachtungen über die Hämodynamik beim gesunden Menschen. Dtsch. Arch. klin. Med. 193, 639 (1948).
87. REINDELL, H., H. KLEPZIG u. K. MUSSHOF, Anpassungsvorgänge des gesunden und kranken Herzens. Verh. dtsch. Ges. inn. Med. 59, 274 (1953).
88. REINDELL, H., K. MUSSHOF, H. KLEPZIG u. R. WEYLAND, Über eine Art von Sofortdepot des Kreislaufs. Verh. dtsch. Ges. inn. Med. 60, 538 (1954).
89. REINDELL, H., R. WEYLAND, H. KLEPZIG, E. SCHILDGE, K. MUSSHOF, Schlagvolumen und Restblutmenge des Herzens. Leipzig, Sportärztetagung 1953. Berlin: Volk u. Wissen 1954.

90. REINDELL, H., K. MUSSHOFF, H. KLEPZIG, Funktionsdiagnostik des Herzens. (5. Freiburger Symposion, 1957.)
Heidelberg: Springer 1958, S. 128. Die physiologische und krankhafte Herzvergrößerung.
91. REINDELL, H., K. MUSSHOFF, H. KLEPZIG, a) Physiologische und pathophysiologische Grundlagen der Größen- und Formänderung des Herzens. b) Das Sportherz. In: Handbuch Innere Medizin. 4. Aufl. 9, Teil 1. Berlin: Springer 1960.
92. REINDELL, H., H. KLEPZIG, H. STEIM, K. MUSSHOFF, H. ROSKAMM u. E. SCHILDGE, Herz, Kreislaufkrankheiten und Sport. München: Barth 1960.
93. REINDELL, H., W. GEBHARDT u. H. STEIM, Ein Beitrag der Klinik zur Dynamik des gesunden und krankgen Herzens. Arch. Kreisl.-Forsch. 34, 145 (1961).
94. REINDELL, H., K. KÖNIG u. H. ROSKAMM, Funktionsdiagnostik des gesunden und kranken Herzens. Stuttgart: Thieme 1967.
95. REINSTEIN, H., Röntgenologische Herzfunktionsprüfung auf neuer Grundlage. Münch. med. Wblatt. 48, 1609 (1955).
96. ROBBS, G.P., H.H. MARKS and T.W. MATTINGLY.
Postgrad. med. 24, 419 (1958).
97. ROHRER, F., Volumenbestimmung an Körperhöhlen und Organen auf orthodiagraphischem Wege. Fortschr. Röntgenstr. 24, 285 (1916/17).
98. ROSKAMM, H., H. REINDELL, N. NOVAKOVIC, CH. BUCHNER u. G. BLOMCHEN, Die klinische Bedeutung des Elektrokardiogramms während Ergometerbelastung. Arztl. Lab. 9, 277 (1963).
99. ROSKAMM, H., H. REINDELL, J. EMMRICH, J. BARMAYER, M. KESSLER u. N. NOVAKOVIC, Das EKG während dosierter Ergometerbelastung bei Normalpersonen und Infarktpatienten, seine Beziehung zur Herzgröße und Leistungsfähigkeit. Dtsch. Arch. klin. Med. 203, 331 (1964).
100. RUSHMER, R.F., Constancy of stroke volume in ventricular response to exertion. Amer. J. physiol. 196, 745 (1960).

101. SACHS, L., Statistische Auswertungsmethoden. 1. Aufl.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1968.
102. SCHÄFER, H., Das Elektrokardiogramm, Theorie und Klinik.
1. Aufl. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1951.
103. SCHLOMKA, G., H. REINDELL u. V. MALAMANI, Beiträge zur
klinischen Elektrokardiographie. 14. Mitt. Z. klin.
Med. 136, 367 (1939).
104. SCHLOMKA, G., Die Herzfernaufnahme in Bauchlage. Schriftenr.
Z. ges. inn. Med., Heft 5. Leipzig: Thieme 1956.
105. SCHÖNE, K., Über das Belastungselektrokardiogramm bei Ge-
sunden und Herzkranken. Verh. dtsch. Ges. inn. Med.
48, 331 (1936).
106. SJÖSTRAND, T., Changes in respiratory organs of workmen at
ore smelting works. Acta med. scand., suppl. 196, 687
(1947).
107. SJÖSTRAND, T., Die pathologische Physiologie der Korrela-
tionen zwischen Herz- und Gefäßsystem. Verh. dtsch.
Ges. Kreisl.-Forsch. 22, 143 (1956).
108. SJÖSTRAND, T., Blutverteilung und Regulation des Blutvo-
lumens. Klin. Wschr. 34, 561 (1956).
109. STARLING, E.H., Das Gesetz der Herzarbeit. Berlin u. Bern:
Bircher 1920.
110. STOLLREITER, H., Die physikalische Schlagvolumenbestimmung
und ihre Brauchbarkeit als klinische Herz- und Kreis-
laufprüfung. Arch. Kreisl.-Forsch. 16, 174 (1950).
111. STOLLREITER, H., Austreibungszeit und Schlagvolumen als
Gradmesser der Leistungsbreite des Herzmuskels. Arch.
klin. Med. 198, 526 (1951).
112. TISCHLER, W.A., Die Dynamik einiger physiologischer Para-
meter des Herz-Gefäß-Systems bei Leichtathleten im Pro-
zeß des Trainings. Moskau, Diss. 1953.
113. WAHLUND, H., Determination of the physical working capacity.
Acta med. scand., suppl. 215, 132 (1948).
114. WEZLER, K., u. A. BÜGER, Dynamik des arteriellen Systems.
Ergebn. Physiol. 41, 292 (1939).

115. WEZLER, K., u. R. THAUER,--Prüfung der physikalischen Schlagvolumenmethoden durch Vergleich mit dem FICK--schen Prinzip. Z. exp. Med. 103, 249 (1941).
116. WEZLER, K., Die Anwendung der physikalischen Methoden der Schlagvolumenbestimmung. Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. Bad Nauheim, 15. Tagung. Darmstadt: Steinkopff 1949, S. 18.
117. ZISSLER, J., Zur Anwendung des sphygmographischen Verfahrens bei der klinischen Kreislaufuntersuchung. Arch. Kreisl.-Forsch. 19, 58 (1953).
118. ZDANSKY, E., Röntgendiagnostik des Herzens und der großen Gefäße. 3. Aufl. Wien: Springer 1962.

Herrn Professor Dr. med. W. Blasius danken wir herzlich für die Überlassung des Themas und seine wertvollen Ratschläge bei der Durchführung der Arbeit. Herrn Professor Dr. med. R. Repges sind wir für seine Unterstützung bei der mathematisch-statistischen Auswertung zu Dank verpflichtet.

Ferner danken wir Fräulein Müller für ihre Hilfe bei der Anfertigung der Zeichnungen.

Lebenslauf

Am 27. Oktober 1946 wurde ich, Martin Graubner, als erstes Kind des Kunsthistorikers Dr. Reinhold Graubner und seiner Ehefrau Benedicta, geb. Frese, in Hildesheim geboren. Von 1953 bis 1956 besuchte ich die Grundschule in Stöckheim, Kreis Einbeck; anschließend wurde ich in der Goethe-Schule Einbeck und seit 1959 am altsprachlichen Kaiser Wilhelm-Gymnasium in Hannover ausgebildet. Dort legte ich am 2. März 1965 die Reifeprüfung ab. Im Sommersemester 1965 begann ich das Studium der Mathematik und Physik an der Justus Liebig-Universität in Gießen, welches im Oktober 1965 durch Einberufung zur Bundeswehr unterbrochen wurde. Nach Beendigung der zweijährigen Dienstzeit entschied ich mich für das Studium der Medizin und begann die Ausbildung im Oktober 1967 an der Justus Liebig-Universität in Gießen. Im März 1970 legte ich die ärztliche Vorprüfung ab und beendete mein Studium am 5. Juli 1973 mit dem medizinischen Staatsexamen. Vom September 1970 bis zum Februar 1971 führte ich in der Abteilung für Angewandte Physiologie zusammen mit meinem Kommilitonen cand. med. Klaus Keitel kreislaufphysiologische Untersuchungen durch, deren Ergebnisse wir in einer Dissertation hiermit vorlegen.

Lebenslauf

Am 17. November 1948 wurde ich, Klaus Keitel, als Sohn des Hans Keitel und seiner Ehefrau Gertrud, geb. Blind, in Kusel/Pfalz geboren. Von April 1955 bis April 1959 besuchte ich die Volksschule und anschließend das Albert Schweitzer-Gymnasium in Neckarsulm, wo ich im Juli 1967 die Reifeprüfung ablegte. Von Herbst 1967 bis Sommer 1968 war ich an der Naturwissenschaftlichen Fakultät der Justus Liebig-Universität Gießen in den Fächern Zoologie, Physik und Chemie eingeschrieben. Anschließend wechselte ich zur Medizinischen Fakultät über, wo ich im Februar 1970 die ärztliche Vorprüfung ablegte; am 5. Juli 1973 schloß ich mein Studium mit bestandenem medizinischen Staatsexamen ab. Vom April 1970 bis zum Dezember 1972 arbeitete ich als wissenschaftliche Hilfskraft an der Abteilung für Angewandte Physiologie des Physiologischen Institutes der Universität. Während dieser Zeit beschäftigte ich mich mit Versuchen über das Farbunterscheidungsvermögen des Menschen und zusammen mit Martin Graubner mit kreislaufphysiologischen Untersuchungen, die zu der vorliegenden gemeinsamen Dissertation geführt haben.

Chemoprint-Druck 63 Gießen Frankfurter Str. 129 Ruf (0641) 75712